

Untersuchungen zum Frakturverhalten
von geraden und abgewinkelten
Implantataufbauten aus
Zirkoniumdioxid

Klaus Eugen Doppler
2012

Aus der
Klinik für Zahnärztliche Prothetik und Werkstoffkunde
Universitätsklinikum des Saarlandes, Homburg/Saar
Komm. Direktor: Priv.- Doz. Dr. Frank P. Nothdurft

Untersuchungen zum Frakturverhalten
von geraden und abgewinkelten
Implantataufbauten aus
Zirkoniumdioxid

Dissertation
Zur Erlangung des Grades eines Doktors der Zahnheilkunde
der Medizinischen Fakultät der
UNIVERSITÄT DES SAARLANDES
2012

vorgelegt von
Klaus Eugen Doppler,
geb. am 14.03.1969
in
Saarbrücken

Mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät
der Universität des Saarlandes

Berichterstatter: PD Dr. med. dent. Frank P. Nothdurft

Mitberichterstatter: Prof. Dr.med. Dr.med.dent. W.J.Spitzer

Prof. Dr. med. Matthias Hannig

Dekan: Prof. Dr. med. Michael D. Menger

Tag der mündlichen Prüfung: 30.10.2012

Für Joelle

INHALTSVERZEICHNIS

Inhaltsverzeichnis	V
1. Zusammenfassung	7
1. Summary.....	9
2. Einleitung und Zielsetzung.....	11
3. Literaturübersicht	12
3.1. Zirkoniumdioxid	12
3.1.1. Zirkoniumdioxid als dentale Keramik.....	12
3.1.2 Allgemeine Materialeigenschaften von ZrO_2	13
3.2 Implantateinheilung und periimplantäre Gewebe	15
3.2.1 Periimplantäre Hartgewebe.....	16
3.2.2 Periimplantäre Weichgewebe.....	17
3.2.3 Schutzfunktion der Periimplantären Weichgebe	19
3.3 Anforderungen an Abutmentmaterialien.....	20
3.3.1 Bioverträglichkeit.....	21
3.3.2 Mechanische Stabilität	21
3.3.3 Form.....	21
3.4 Einfluss der Abutmentmaterialien auf periimplantäre Gewebe	21
3.4.1 Metallische Abutmentmaterialien	22
3.4.1.1 Abutments aus Goldlegierungen.....	22
3.4.1.2 Abutments aus Titan bzw. Titanlegierungen	22
3.4.2 Keramische Abutmentmaterialien	23
3.4.2.1 Abutments aus Aluminiumoxid (Al_2O_3).....	24
3.4.2.2 Abutments aus Zirkoniumdioxid (ZrO_2)	25
3.5 Bruchverhalten und Überlebensrate von ZrO_2 –Abutments	26
3.5.1 In-vitro-Untersuchungen.....	26
3.5.2 In-vivo-Untersuchungen	28
3.6 Implantatversorgungen im Oberkiefer-Frontzahnbereich.....	29
3.6.1 Auswahlkriterien für Abutments im ästhetischen Frontzahnbereich.....	29
3.6.2 Versorgung von Schaltlücken.....	30
3.6.2.1 Zahngetragene Brückenversorgung.....	30
3.6.2.2 Implantatgetragene Einzelzahnrestauration.....	31
3.6.2.3 Implantatgetragene Brückenversorgung	34
3.6.2.4 Zahn-/Implantatgetragene Brücken (Hybridbrückenversorgung)	34
4. Material und Methodik.....	38
4.1 Das Versuchsdesign im Überblick.....	38
4.2 Einteilung der zu prüfenden Gruppen	39
4.3 Das OsseoSpeed™-Implantatsystem	40
4.4 Herstellung der Probekörper	41
4.4.1 Herstellen der Ausgangsmodelle	41

4.4.2 Individualisierung der Abutments	42
4.4.3 Herstellung von Metallanaloga des Zahnes 12 mit künstlichem Parodontium	44
4.4.4 Sockeln der Probekörper.....	45
4.4.5 Herstellung der Suprakonstruktionen	48
4.4.6 Zementieren der Hybrid-Brücken und Einzelkronen	51
4.5 Alterungssimulation (Thermowechselast / Mechanische Wechselast).....	52
4.6 Statischer Bruchversuch	53
4.7 Vorbereitung zur Untersuchung der Bruchmodi	53
4.8 Statistische Auswertung	54
4.9 Rasterelektronenmikroskopische Aufnahmen.....	55
5. Ergebnisse	56
5.1 Analyse der Bruchlast	56
5.1.1 Einzelkronen.....	58
5.1.2 Zahn-/Implantatgetragene Brücken.....	60
5.2 Analyse der Bruchmodi	62
5.2.1 Einzelkronen.....	63
5.2.2 Zahn-/Implantatgetragene Brücken.....	65
5.3 Analyse der Bruchflächen mit dem Rasterelektronenmikroskop.....	66
6. Diskussion.....	67
6.1 Diskussion der Methodik	67
6.1.1 Grundsätzliches zur In-vitro-Studie	67
6.1.2 Abutment- und Pfeilerzahnpräparation.....	67
6.1.3 Simulation physiologischer Pfeilerbeweglichkeit.....	68
6.1.4 Sockeln der Zähne und Implantate	69
6.1.5 Herstellung der Einzelkronen und Brücken	69
6.1.6 Künstliche Alterung	69
6.1.7 Statischer Bruchtest	70
6.2 Diskussion der Ergebnisse.....	71
6.2.1 Bruchlast	71
6.6.2 Bruchmodus	72
6.3 Schlussfolgerungen.....	73
7. Literaturverzeichnis	75
8. Publikationen	94
9. Danksagungen	95
10. Lebenslauf	96

1. ZUSAMMENFASSUNG

Zielsetzung:

Ziel dieser In-vitro-Untersuchung war es, den Einfluss von Thermomechanischer Last und der Art der Suprakonstruktion (Einzelkronen oder zahn-/implantatgetragene Brücken) auf das Frakturverhalten von geraden und abgewinkelten Implantataufbauten aus Zirkoniumdioxid (ASTRA TECH, ZirDesignTM, Mölndal, Schweden) zu untersuchen.

Material und Methode:

Es wurden 8 Testgruppen (n=8) vorbereitet. Die Gruppen 1-4 stellten eine klinische Situation zum Ersatz von Zahn 21 mit einer implantatgetragenen Einzelzahnrestauration dar. Die Gruppen 5-8 simulierten die Situation einer zahn-/implantatgetragenen Brücke (Implantat-Position 21, Brückenglied 11, Pfeilerzahn 12). Eine ideale Implantat-Position wurde in den Gruppen 1, 2, 5 und 6 nachgeahmt, eine Kompromiss-Situation in den Gruppen 3, 4, 7 und 8. Letztere erforderte den Einsatz eines abgewinkelten Abutments (20°). OsseoSpeedTM-Implantate (ASTRA TECH) mit einem Durchmesser von 4,5 mm und einer Länge von 13 mm und zusätzlich für die Gruppen 5 - 8 ein resilient gelagertes Zahnanalog (CoCrMo-Legierung) wurden in Kunststoff (PMMA) eingebettet. Alle Abutments wurden durch Präparation individualisiert.

Die Kronen und Brücken (CrCoMo-Legierung) wurden konventionell (KetacTM Cem, 3M ESPE AG, Seefeld, Deutschland) befestigt. Die Prüfkörper der Gruppen 2,4,6 und 8 wurden zusätzlich thermomechanisch gealtert (1.200.000 x 50 N; 10.000 x 5° / 55°) und es folgte ein statischer Bruchtest. Die statistische Auswertung der Bruchlast erfolgte unter Anwendung nicht-parametrischer Tests (Signifikanzniveau $p < 0,05$). Die Bruchverläufe wurden dokumentiert und ausgewertet.

Ergebnisse:

Alle Proben überstanden die thermomechanische Alterung. Diese führte in keiner der Gruppen zu einer signifikanten Abnahme der Bruchlastwerte. In den Gruppen mit Einzelkronen führten abgewinkelte Abutments zu höheren Bruchlastwerten als gerade Aufbauten (Gruppe 1: 280 ± 30 N; Gruppe 2: 269 ± 38 N; Gruppe 3: 355 ± 25 N; Gruppe 4: 321 ± 78 N). Signifikant war dieser Unterschied ($p=0.000$) nur in den Gruppen ohne Alterungssimulation (1 und 3). Die Bruchlastwerte in den Gruppen mit Hybridbrücken waren unabhängig von einer Alterungssimulation bei Verwendung abgewinkelter Abutments signifikant höher als bei Verwendung gerader Abutments (Gruppe 5: 209 ± 39 N; Gruppe 6: 234 ± 31 N; Gruppe 7: 325 ± 108 N; Gruppe 8: 362 ± 74 N). Alle Frakturen fanden sich unterhalb der Implantatschulter.

Schlussfolgerungen:

Abgewinkelte Implantataufbauten aus Zirkoniumdioxid können zur Kompensation prothetisch ungünstiger Implantatangulationen herangezogen werden. Im Vergleich zur Verwendung gerader Aufbauten ist kein negativer Einfluss auf das Bruchverhalten zu erwarten. Im Rahmen der vorliegenden Untersuchung konnte kein schwächender Einfluss einer thermomechanischen Belastung auf die Frakturfestigkeit der verwendeten vollkeramischen Bauteile nachgewiesen werden.

1. SUMMARY

Objectives:

The aim of this in-vitro-study was to evaluate the influence of artificial aging and the kind of superstructure (implant-supported single crown or tooth-implant-supported fixed partial denture) on the fracture behavior of straight or angulated zirconia abutments (ASTRA TECH, ZirDesign™, Mölndal, Sweden).

Materials and Methods:

Eight test groups were prepared (n=8). Groups 1–4 simulated a clinical situation for the replacement of tooth 21 with an implant-supported single crown restoration. Groups 5 – 8 simulated situation with an implant-tooth-supported fixed partial denture (implant position 21, pontic 11, abutment tooth 12). An ideal implant position was simulated in groups 1, 2, 5, and 6 and a compromised situation was simulated in groups 3, 4, 7 and 8, requiring an angulated (20°) abutment. OsseoSpeed™ implants (ASTRA TECH), 4.5 mm in diameter and 13 mm in length, and, additionally for groups 5 – 8, a resiliently embedded tooth analog (CoCrMo alloy) were mounted in acrylic resin (PMMA). All abutments were individualized through preparation.

The single crowns and fixed partial dentures (CrCoMo alloy) were conventionally cemented (Ketac-Cem, 3M ESPE, Seefeld, Germany). The specimens of groups 2, 4, 6, and 8 were thermomechanically loaded (1.200.000 x 50 N; 10.000 x 5° / 55°) and subjected to static loading until failure. Statistical analysis of measured fracture loads data was performed using non-parametric tests (level of significance $p < 0.05$). The fracture patterns were recorded and analyzed.

Results:

All samples tested survived thermomechanical aging, which did not lead to a statistically significant decrease in load-bearing capacity in any of the groups. In the single crown groups angulated abutments showed higher load-bearing capacities than straight abutments (Group 1: 280 ± 30 N; Group 2: 269 ± 38 N; Group 3: 355 ± 25 N; Group 4: 321 ± 78 N). This difference in load-bearing performance was only statistically significant ($p=0.000$) when no artificial aging was applied (groups 1 and 3). The load-bearing performance in fixed partial denture restorations utilizing angulated abutments was significantly higher than in those with straight abutments (Group 5: 209 ± 39 N; Group 6: 234 ± 31 N; Group 7: 325 ± 108 N; Group 8: 362 ± 74 N), both with and without artificial aging. All of the abutments fractured below the implant shoulder.

Conclusions:

Angulated zirconia implant abutments can be used for compensation of prosthetically insufficient implant angulation. Compared to straight abutments no negative effect on the fracture behavior has to be expected. Within the limitations of this study no weakening influence from artificial aging on the load bearing capacity of zirconia abutments could be observed.

2. EINLEITUNG UND ZIELSETZUNG

Für den Langzeiterfolg von implantatgetragenen Restaurationen wird ein stabiles krestales Knochenniveau und gesundes periimplantäres Hart- und Weichgewebe vorausgesetzt. Der Einfluss von bakterieller Plaque (26), mechanische Belastungen (161) und Irritationen durch die prothetische Suprakonstruktion (2) können einen nachteiligen Effekt auf den Implantaterfolg haben. Zur Abwehr dieser externen Noxen und um den krestalen Knochen vor dem oralen Milieu zu schützen, muß das periimplantäre Weichgewebe eine Barriere um das Implantat bilden (249). Die Materialwahl des verwendeten Abutments hat einen ausschlaggebenden Einfluss auf die Bildung des Attachment der periimplantären Mukosa an der Oberfläche des Abutments (1). Der Kontaktbereich zwischen der periimplantären Mukosa und Titan-Abutments besteht aus einer bindegewebigen und einer epithelialen Komponente. Implantat-Abutments werden hergestellt aus Titanlegierungen, hochgoldhaltigen Legierungen, Nichtedelmetallen, sowie Zirkoniumdioxid- und Aluminiumoxidkeramiken (1). An Bedeutung haben vor allem die keramischen Materialien zugenommen. Zum einen spricht für sie ihre zahnähnliche Farbe (246), zum anderen mögliche biologische Vorteile, wie tier- und humanhistologische Studien zeigen (1, 56, 249). Keramische Abutments werden zurzeit hauptsächlich im ästhetisch anspruchsvollen Oberkiefer-Frontzahnbereich verwendet (41, 246). In-vitro-Studien (44, 74) und klinische Studien (78, 86) zeigten, dass die für diese Region verwendeten keramischen Abutments verschiedener Implantatsysteme ein nur geringes Frakturrisiko aufweisen.

Die vorliegende In-vitro-Studie beschäftigt sich mit dem Frakturverhalten von Zirkoniumdioxid-Abutments zur Herstellung von Einzelzahnersatz bzw. zahn-/implantatgetragenen Restaurationen im Frontzahnbereich. Verglichen mit geraden Zirkoniumdioxid-Abutments wurden folgende Hypothesen aufgestellt:

- 1.) Die Verwendung von abgewinkelten ZrO_2 -Abutments führt zu einem geringeren Frakturwiderstand implantatgetragenen Einzelzahnersatzes.
- 2.) Die Verwendung von abgewinkelten ZrO_2 -Abutments führt zu einem geringeren Frakturwiderstand zahn-/implantatgetragenen Restaurationen.

Ein weiteres Ziel dieser Studie war es den Einfluss künstlicher Alterung auf die Frakturlast von geraden und angulierten Zirkoniumdioxid-Abutments zu untersuchen.

3. LITERATURÜBERSICHT

3.1. Zirkoniumdioxid

3.1.1. Zirkoniumdioxid als dentale Keramik

Keramik als zahnmedizinischer Restauraionswerkstoff hat in den letzten Jahren durch die zunehmende Forderung nach ästhetisch und funktionell perfekten prothetischen Restaurationen bei bester Bioverträglichkeit entscheidend an Bedeutung gewonnen.

1889 wurde die Porzellan-Jacket-Krone von Charles Henry Land (89, 122) eingeführt, die aus Feldspatkeramik hergestellt wurde und eine hohe Frakturanfälligkeit aufwies, welche zur Entwicklung von metallkeramischen Restaurationen führte. Der gleiche Wärmeausdehnungskoeffizient der verwendeten Keramiken und dem metallischen Gerüst, welche über Oxide eine Verbindung eingehen, führten zu akzeptablen Ergebnissen (89, 156). Den Vorteilen, wie guter Passgenauigkeit und hoher Stabilität, stehen die Nachteile bezüglich der Bioverträglichkeit und der Ästhetik gegenüber. So können Oxidationsprodukte zu einer herabgesetzten Gewebeverträglichkeit und fehlende Transluzenz zu einem nicht optimalen ästhetischen Ergebnis führen (198, 226).

Um die metallgestützten Restaurationen durch vollkeramische Versorgungen zu ersetzen bedarf es einer vergleichbaren Bruch- und Scherfestigkeit. Den ersten deutlichen Fortschritt erreichten 1965 *McLean* und *Huges* durch den Einsatz von Aluminiumoxidkristallen, welche die dentalen Keramiken verstärkten (61, 105).

Den entscheidenden Durchbruch bei der Herstellung von Kronen- und Brückengerüsten für die vollkeramische Restauration brachten die Oxidkeramiken, welche einphasige Gefüge aus Oxiden unedler Metalle aufweisen. Ein sehr hohes Oxidationspotential und stabile Oxide werden erreicht. Aluminiumoxid- und Zirkoniumoxidkeramiken sind die bedeutendsten Werkstoffe dieser Gruppe, die aber nur mittels CAD/CAM-Technik oder Kopierfräsverfahren verarbeitet werden können (69).

Aber auch die Infiltrationskeramiken gehören zur Gruppe der Oxidkeramiken. Diese weisen mehrphasige Gefüge auf. Vertreter dieser Infiltrationskeramiken sind glasinfiltriertes Zirkoniumdioxid (In-Ceram[®]-ZIRKONIA), glasinfiltriertes Magnesium-Aluminium (In-Ceram[®]-SPINELL) und glasinfiltriertes Aluminiumoxid (In-Ceram[®] ALUMNIA) (192). Die Herstellung von Restaurationen aus diesen Materialien erfolgt durch Auftragen und Modellation eines feinen Pulvers der jeweiligen Keramik als wässrige Suspension auf einen feuerfesten Stumpf. Im Keramikofen wird das Objekt bei ca. 1120° C porös gesintert. Anschließend wird das poröse Sintergerüst mit Lanthanglas infiltriert. Dadurch erhält der Werkstoff seine Endfestigkeit (197).

1975 wurde das teilstabilisierte Zirkoniumdioxid von *Ron Garvie* erfunden, der auch den Ausdruck „ceramic steel“ prägte (70). Die Anfang der 80er Jahre entwickelten CAD/CAM-Systeme und Kopierfräsverfahren ermöglichten die maschinelle Fräsung von industriell gefertigten Keramikblöcken aus Zirkoniumdioxid und Aluminiumoxid. Diese dicht gesinterten Oxidkeramiken weisen deutlich höhere Biegebruchfestigkeiten auf als die Infiltrationskeramiken. Zirkoniumdioxid und Aluminiumoxid verfügen über eine hohe Bioverträglichkeit (141-142, 231, 244), jedoch auch über eine hohe Opazität und somit nur eine geringe Möglichkeit zur Farbanpassung durch Nutzung des Chamäleon-effekts. Ein großer Teil des einfallenden Lichts wird hierbei die Keramik hindurch geleitet, was zu einer Anpassung der Restauration an die Umgebungsfarbe führt. Dies hat zur Folge, dass die die Restauration umgebende Gingiva ein vitales Aussehen erhält. Industriell hergestellte Rohlinge gewährleisten höchste Reinheit, Homogenität und Qualität des Materials und ermöglichen die Herstellung von Keramikrestaurationen mit verbesserten mechanischen Eigenschaften (60, 101, 213). Zirkoniumdioxid, als dentale Keramik kam zuerst bei Stiftaufbauten und Einzelkronen zum Einsatz, anschließend bei mehrgliedrigen Brücken, Implantatabutments und Primärteleskopen.

3.1.2 Allgemeine Materialeigenschaften von ZrO_2

In seinem reinen Zustand ist Zirkonium ein duktiles Metall. Es wurde 1789 vom deutschen Chemiker Martin Heinrich Klaproth aus Wernigerode als Metalldioxid (ZrO_2) entdeckt (185). In der Natur ist ZrO_2 in Verbindung mit bis zu 2 % Anteil an Hafniumoxid (HfO_2) oder in Verbindung mit Siliziumdioxid (SiO_2) als Zirkon ($ZrSiO_4$) zu finden.

Druckfestigkeit	ca. 2000 MPa
Biegebruchfestigkeit	ca. 1000 MPa
E-Modul	210 GPa
Bruchzähigkeit	$10 \text{ MPa} \sqrt{m}$

Tabelle 3.1: Eigenschaften von ZrO_2 (aus(44))

Temperaturabhängig liegt ZrO_2 in drei verschiedenen kristallinen Phasen vor, die jeweils spezifische Eigenschaften aufweisen. Unterschieden wird in eine monokline, tetragonale und kubische Phase (232). Der Schmelzpunkt liegt bei 2715 °C, ab 2706 °C bildet sich die kubische Kristallstruktur aus. Durch Abkühlung bildet sich bei 2370 °C die tetragonale Phase aus, die sich ab 1163 °C in die monokline Phase umwandelt. Eine starke Volumenzunahme

von 3–5 %, die beim Übergang von der tetragonalen zur monoklinen Phase auftritt, kann zu einer Rissbildung in der Struktur führen. Um die tetragonale Phase auch bei Raumtemperatur stabil zu halten wird ca. 5 Gew.-% Yttriumoxid (Y_2O_3) hinzugegeben. Um die Korrosions- und Alterungsbeständigkeit des Werkstoffes zu verbessern ist ein Zusatz von 0,2 bis 1 % Aluminiumoxid nötig (197).

Winzige Defekte, wie Poren, Spalten und Mikrorisse, die während der Herstellung und Bearbeitung der Keramik entstehen, können unter Belastung zu fortschreitenden Rissen führen. Dieses unterkritische Risswachstum wird durch ein korrosives Milieu begünstigt. Als korrosives Milieu bezeichnet man 100 % relative Feuchte, Schwankungen des pH-Wertes zwischen 5 und 7 aufgrund der Nahrungsaufnahme und Schwankungen der Umgebungstemperatur zwischen 5 °C bis 70 °C (75). Man spricht dabei vom Mechanismus der Spannungsrissskorrosion (197). Daher kann man auch längere Zeit nach der Eingliederung der keramischen Restauration bei normaler Belastung plötzlich Keramikfrakturen beobachten (237).

Beim Yttrium-stabilisierten ZrO_2 führen die Tangentialspannungen an der Risspitze zu einer Umwandlung des tetragonalen Kristallgefüges in die monokline Kristallphase, was eine Volumenvergrößerung von ca. 5 % zur Folge hat (142, 152, 197, 239). Die Volumenausdehnung und die sich innerhalb der Teilchen entwickelnde Scherspannung führen zu einer martensitischen Reaktion, die eine Druckspannung auf die Matrix induziert. Dadurch wird die, zur Rissbildung notwendige Energie erhöht und die Risszähigkeit größer (141-142). Diesen Vorgang nennt man martensitische Umwandlung oder Transformationsverfestigung (141). Der Riss wird durch die Umwandlungsverstärkung „zugeklemmt“ (197), also „repariert“ ZrO_2 eine auftretende Rissbildung bis zu einem gewissen Grad selbstständig.

ZrO_2 zeichnet sich noch durch weitere Eigenschaften aus, wie zum Beispiel eine gute Biegefähigkeit und Bruchfestigkeit, günstiges Elastizitätsmodul, Korrosionsbeständigkeit, ausgezeichnete Biokompatibilität, sehr feine Korngröße, keine Glasphase, extrem hohe Dichte, Porenfreiheit und hohe Dauerfestigkeit (75, 201, 236).

Die Festigkeit von ZrO_2 -Keramiken übersteigt die der Feldspatkeramiken fast um das Zehnfache. Daher ist es möglich Kronen- und Brückengerüste wie Metallgerüste zu gestalten und für den gleichen Indikationsbereich zu verwenden (159, 230). Grazilie Dimensionierungen von Konnektoren zum Zwischenglied sowie geringe Gerüst-Wandstärken sind möglich (197). Die Biegefestigkeit und Risszähigkeit von ZrO_2 ist beinahe doppelt so hoch wie diejenigen von dicht gesintertem, hochreinen Al_2O_3 . Die mechanische Bearbeitung von ZrO_2 ist daher aber aufwändiger (250).

Die maschinell zu bearbeitende Rohlinge stehen in zwei verschiedenen Stadien zu Verfügung. Einmal in einem dicht gesinterten und einmal in einem vorgesinterten Stadium,

welches man Grünkörperstadium nennt. Eine schnellere und einfachere Fräsung erhält man in der Grünkörperverarbeitung (159, 230) in der die verwendeten Werkzeuge weniger stark und schnell abgenutzt werden (230). Das Gerüst muss nachgesintert werden, wobei es zu einer Schrumpfung kommt, welche vor der Bearbeitung des Grünkörpers bereits berechnet werden muss.

Bei dicht gesinterten Rohlingen erfordert die Fräsung viel Zeit und ist mit einem hohen Werkzeugverschleiß verbunden. Gleichzeitig ist die Reproduktion spezieller Präparationsgeometrien eingeschränkt, wodurch die Passung verschlechtert wird (201, 244).

3.2 Implantateinheilung und periimplantäre Gewebe

Obwohl sich periimplantäre Gewebe von den parodontalen Geweben unterscheiden, existieren doch in Hinblick auf die Weichgewebestruktur durchaus Gemeinsamkeiten (Abb. 3.1). Während Zähne sich zusammen mit ihrem Stützgewebe entwickeln, müssen Implantate in ein chirurgisch vorbereitetes Empfängerbett von ausgereiftem Gewebe inseriert werden. Periimplantäre Gewebe sind demnach das Ergebnis von Wundheilungsprozessen (54).

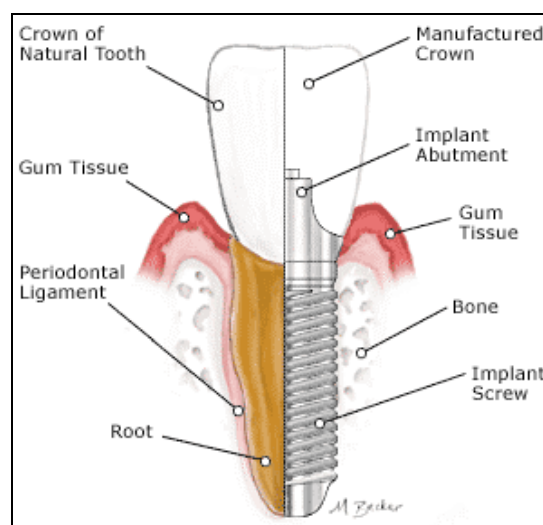


Abb. 3.1:

Aufbau von natürlichem Zahn und Implantat in der Gegenüberstellung unter Berücksichtigung des periimplantären Gewebes (28).

Ungeachtet dessen müssen periimplantäre Gewebe ähnliche Anforderungen erfüllen wie die parodontalen Gewebe, darunter die Verankerungs- und Stützfunktion, die Adaptionsfähigkeit der Gewebe an funktionelle Reize, sowie eine Schutzfunktion gegenüber orale Noxen (30, 220).

Bei einem Implantatverlust ist immer ein Zusammenspiel verschiedener Ursachen zu bedenken (71), allerdings hat das periimplantäre Weichgewebe in diesem Zusammenhang eine herausragende Bedeutung, so seine Schutzfunktion des Knochens vor negativen Einflüssen aus der Mundhöhle (40, 51, 155).

3.2.1 Periimplantäre Hartgewebe

Das parodontale Ligament des natürlichen Zahnes gewährleistet mit seinen kollagenen Fasern, die in Zahn und Alveolarknochen inserieren, eine bewegliche Aufhängung des Zahnes (135). Dagegen bildet ein Implantat mit dem umgebenden Alveolarknochen eine Ankylose (215). Kommt es zu einem direkten funktionellen und strukturellen Verbund zwischen Knochen und der Oberfläche des Implantates, spricht man von Osseointegration (8).

Bei der Knochenbildung können zwei verschiedene Mechanismen beobachtet werden: die Kontakt- und die Distanzosteogenese (177), welche beide aus dem engen Kontakt zwischen Knochen und Implantatmaterial entstehen.

Eine weitere Gemeinsamkeit beider Prozesse ist der vorhandene Spalt mit vaskularisiertem Granulationsgewebe zwischen dem Implantat und dem umgebenden Knochen. Bei fortschreitender Knochenheilung zeigt sich bei der Distanzosteogenese ein zentripetales Wachstum des Knochens, d.h. es erfolgt eine, vom ortsständigen Knochen ausgehende Knochenbildung bis zur Implantatoberfläche (177, 223). Dies hat zur Folge, dass stets ein Teil der Implantatoberfläche durch Bindegewebe vom Knochen getrennt bleibt (223). Außerdem erfolgt die Blutversorgung der knochenbildenden Zellen in beiden Fällen aus dem vaskularisierten Granulationsgewebespalte, was in einer Migration in diese Richtung resultiert (54, 153). Beide Formen der Knochenbildung laufen bei einer enossalen Wundheilung in der Regel gleichzeitig ab (54).

Bei der Kontaktosteogenese kommt es zu einer Besiedlung der Implantatoberfläche durch osteogene Zellen als Folge der Migration durch den vaskularisierten Granulationsgewebespalte, d.h. die Knochenbildung geht vom Implantat aus hin zum Knochen (zentrifugales Knochenwachstum). Die Kraffteinwirkung auf den Alveolarknochen, die bei funktioneller Belastung des Zahnes resultiert, erfordert eine Anpassung sowohl des Wurzelzementes als auch des Knochens (135). Beim Wurzelzement bezieht sich dies auf die Bildung von sekundärem Zement und Ablagerung auf den primären Zement der Wurzeloberfläche (135). Bei funktionellen Anforderungen reagiert der Alveolarknochen mit Umbauvorgängen, die als Remodelling bezeichnet werden. Es werden hierbei die Trabekel der Spongiosa resorbiert und neu geformt und es kommt zu einer Auflösung und Neubildung des kortikalen Knochens (135).

Bei der Osseointegration von Implantaten beobachtet man auch ein Remodelling, welches als Anpassungsvorgang der Knochenstruktur an die Belastung der Implantate gesehen werden kann. Sowohl in der Kompakta als auch in der Spongiosa konnten die dabei ablaufenden Veränderungen beobachtet werden und zeigen einen analogen Ablauf wie bei Remodelling-Vorgängen bei Belastung eines natürlichen Zahnes. Die Osteoklasten bilden während des Knochenabbaus Resorptionskanäle, in dessen Zentrum sich Blutgefäße befinden. Die zu Osteoblasten differenzierten Zellen bilden um die Blutgefäße Lamellenknochen, wodurch die Resorptionskanäle aufgefüllt werden. Im Gegensatz zu den primären Osteonen, die beim appositionellen Wachstum gebildet werden, bilden sich sekundären Osteone nach zwei bis vier Monaten aus (135, 212).

Osteoklasten erodieren die Knochen trabekel unter Bildung der Howship'schen Lakunen. Die Osteoblasten füllen die erodierten Oberflächen innerhalb weniger Wochen mit Knochen auf (135, 212). Bei Implantaten erfolgt das Remodelling drei Monate nach Implantatinsertion (212).

3.2.2 Periimplantäre Weichgewebe

Obwohl Implantate und natürliche Zähne beide eine gemeinsame anatomische Sonderstellung innehaben, die darin besteht, als einzige Struktur ein Epithel zu durchdringen, gibt es doch einen Unterschied: durch das Fehlen von Wurzelzement sind Implantate nicht zu einer Interaktion mit dem umgebenden Weichgewebe in der Lage, wie es natürliche Zähne mit ihrem Parodontium vermögen (138).

Starke Ähnlichkeiten zwischen dem natürlichen Zahn und Implantat kann man in der Struktur der Weichgewebe erkennen (6, 19, 30, 52, 126, 138, 145, 215). Im Bereich des transmukosalen Implantats oder des Abutments zeigt sich sehr oft ein normales, der Gingiva sehr ähnliches Weichgewebe. Histologisch betrachtet fällt auf, dass das periimplantäre Weichgewebe, ebenso wie Parodont hauptsächlich aus zwei Schichten aufgebaut ist. Die obere Schicht zeigt epitheliale Strukturen (orales Epithel, orales Sulkusepithel und Saumepithel), die Schicht darunter besteht aus einem dichten kollagenösen Bindegewebe.

Dementsprechend kann man zwischen einem **bindegewebigen** und einem **epithelialen** Attachment zwischen Implantat und umliegenden Weichgeweben unterscheiden (Abb. 3.2).

Das **epitheliale Attachment** zwischen Implantat und Mukosa entspricht morphologisch fast dem epithelialen Kontakt zwischen Zahn und Mukosa (52, 138, 145, 155, 215). Dem oralen Epithel der Gingiva folgt das orale Sulkusepithel, die beide mehrschichtig und keratinisiert sind. Den koronalen Abschluss des epithelialen Attachments bildet ein nicht keratinisiertes, 3 bis 7 Zelllagen dickes Saumepithel mit einer inneren und einer äußeren Basalmembran an.

Hemidesmosomen vermitteln die Haftung der epithelialen Strukturen auf der Implantatoberfläche (20, 80-81, 95, 103, 137-138, 154).

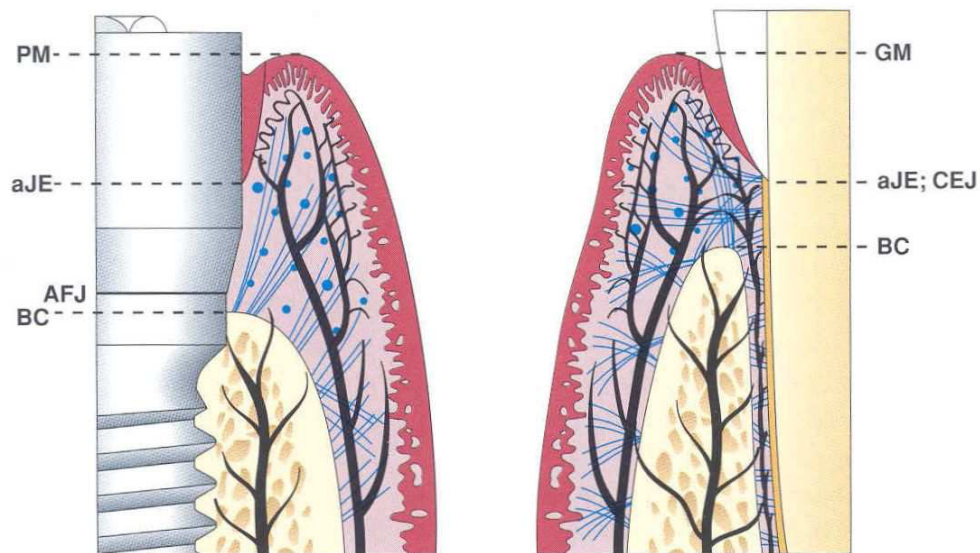


Abb. 3.2:

Anatomie des Hart- und Weichgewebes um dentale Titanimplantate am Beispiel des Typ Branemark (links) und um Zähne (rechts) bei gesunden Verhältnissen. Die Fasern am Implantat verlaufen parallel zum Implantat, der Knochen liegt dem Implantat direkt an und es ist nicht wie ein natürlichen Zahn über Bindegewebsfasern federnd aufgehängt. Außerdem zeigt sich ein deutlich längeres Saumepithel. PM = peri-implant soft tissue margin (periimplantärer Limbus gingivae); aJE = apical termination of the junctional epithelium (apikale Grenze des Sulkusepithels); AFJ = abutment-fixture junction (Verbindung Abutment-Implanatbasis); BC = marginal bone crest (marginale Knochengrenze); GM = gingival margin (Limbus gingivae); CEJ = cementoenamel junction (Grenze Schmelz-Wurzelzement). (Abbildung aus *Ericsson 1995*,(179))

Im gesunden parodontalen Gewebe endet das Saumepithel im Bereich der Schmelz-Zementgrenze, was mit dem Vorhandensein von Zement auf der Zahnoberfläche zu erklären ist. Warum das Saumepithel periimplantär nicht bis auf Knochenniveau proliferiert, ist noch ungeklärt (30). Nach Implantatinsertion beginnt das orale Epithel zu proliferieren und überwächst das, im Zuge der Wundheilung gebildete Granulationsgewebe und formt an der Implantatoberfläche ein ca. 2 mm langes Saumepithel (133, 136). Das epitheliale Tiefenwachstum scheint, im Gegensatz zu Granulationsgewebe, besser vom reifen Bindegewebe gehemmt zu werden (48, 221). Es wird vermutet, dass eine Interaktion zwischen Bindegewebe und Titanoxid der Distanzhülsenoberfläche („bindegewebige Integration“) das Tiefenwachstum des Epithels begrenzt (30), genauso wie eine Arretierung der Apikalmigration des Saumepithels aufgrund des Fehlens von Signalen des subepithelialen Bindegewebes (144).

Das **bindegewebige Attachment** am Implantat unterscheidet sich, im Gegensatz zum epithelialen Attachment eindeutig von dem des natürlichen Zahnes. Der Grund dafür liegt im Fehlen von Zement auf der Implantatoberfläche und das Einheilen des Implantates in Verbindung mit Wundheilungsprozessen (54), die im Bereich des Weichgewebes zur Bildung eines narbenartigen Gewebes führen.

Implantatnah zeigen die Kollagenfasern einen, zur Implantatoberfläche parallelen Verlauf (6, 30, 43, 129, 203). Sie bilden um den Implantathalsbereich herum ein „zirkuläres Ligament“ (203), bzw. einen „bindegewebigen Narbenring“ (3, 30, 43). Implantatfern dagegen bilden die Kollagenfasern ein dreidimensionales, komplexes Netzwerk (30, 43).

Tierexperimentelle Untersuchungen (215) zeigten, dass die Implantatoberfläche einen Einfluss auf die Orientierung der Kollagenfasern hat, hier können an rauen Implantatoberflächen die Kollagenfasern perpendikulär inserieren (183-184, 215, 222, 248).

Der implantatnahe Bereich ist kollagenreich, zellarm und kaum bis gar nicht vaskularisiert (3, 43). In der Studie von *Moon et al.* (162) wird eine 40 µm breite, direkt an die Implantatoberfläche angrenzende Zone, beschrieben, die eine höhere Anzahl und Dichte an Fibroblasten aufweist, als die ihr angrenzende 160 µm breiten Zone, dafür aber eine geringere Dichte an Kollagenfasern.

Immunhistologische Untersuchungen der periimplantären Mukosa und Gingiva zeigten, dass sich bei der Verteilung der kollagenen und nicht-kollagenen Proteine bei beiden Gewebetypen eine vergleichbare Dichte der meisten Proteine wie z.B. Kollagentyp I, III, IV, Fibronectin und Laminin (202).

Durch das Fehlen des Parodontalspaltès lässt sich der Unterschied der Gefäßversorgung der periimplantären Weichgewebe zu dem der von natürlichen Zähnen erklären. Die Blutversorgung der periimplantären Weichgewebe erfolgt durch terminale Äste größerer Gefäße ausgehend vom Periost. An natürlichen Zähnen wird die Blutversorgung von suprapariostalen Gefäßen und Gefäßen des parodontalen Ligaments gewährleistet. Lateral des Saumepithels befindet sich in beiden Fällen ein „zervikaler Gefäßplexus“ (31).

Das Bindegewebe unmittelbar lateral der Zementoberfläche von Zähnen ist stark vaskularisiert (31), während das periimplantäre Bindegewebe keine oder nur wenige Gefäße enthält (3, 31, 43, 162). Diese Beobachtung stützt die Einschätzung von *Buser et al.* (43), dass die periimplantären Weichgewebe ein geringeres Abwehrpotential gegenüber exogenen Irritationen hätten.

3.2.3 Schutzfunktion der Periimplantären Weichgewebe

Eine Schutzfunktion gegen Mikroorganismen und andere Irritationen aus der Mundhöhle wird sowohl von parodontalen als auch von periimplantären Geweben erwartet (32, 63, 220).

Nach erfolgreicher Osseointegration ist eine beständige Erfüllung der Barrierefunktion entscheidend für die Lebensdauer der Implantate (64, 227). Beim parodontalen Gewebe ist diese Schutzfunktion gut untersucht, wie z.B. deren Bedeutung bei der Einleitung einer frühen Immunantwort (135). Dagegen ist die Fähigkeit der periimplantären Mukosa eine kontinuierlichen Barrierefunktion zu erfüllen nicht völlig geklärt (71). Neben den strukturellen Elementen wie Saumepithel, Kollagenfasern, Gefäßplexus und weiteren Bindegewebelemente bestehen die Schutzmechanismen bei parodontalen und auch bei periimplantären Geweben aus vaskulären und zellulären Entzündungsreaktionen in Form von sub- und intraepithelialen Zellinfiltraten (30). Das Fehlen des desmodontalen Gefäßplexus und das narbige, weniger stark vaskularisierte periimplantäre Bindegewebe führen im Gegensatz zum natürlichen Zahn zur Annahme, dass die Infektabwehr der periimplantären Gewebe eingeschränkt ist (31, 214). Ähnlichkeiten im Aufbau der periimplantären und der parodontalen Weichgewebe und der Veränderungen der subgingivalen Mikroflora bei Entzündungen (210) lassen darauf schließen, dass die Pathogenese parodontaler und periimplantärer Läsionen ähnlich verläuft (32).

Untersuchungen von mikrobiologisch verursachten periimplantären Erkrankungen stützen die Annahme, dass eine Barrierefunktion der periimplantären Weichgewebe dennoch vorhanden ist (32, 63, 134, 148). Hierbei wird dem suprakrestalen Bindegewebe ein hoher Stellenwert beigemessen (39, 133, 215).

3.3 Anforderungen an Abutmentmaterialien

Eine prothetische Versorgung soll gleichzeitig die Ansprüche an Funktion und einwandfreie dentale und mukogingivale Ästhetik erfüllen. Von großer Bedeutung ist die Schonung der nahen Gewebestrukturen während der Inkorporation des Zahnersatzes und deren Gesunderhaltung (229). Wesentliche Grundvoraussetzungen für den Langzeiterfolg von implantatgetragenen Restaurationen sind die Stabilität des krestalen Knochens und gesunde periimplantäre Gewebe (127).

Ungünstige Auswirkungen auf den Langzeiterfolg von Implantaten haben die verschiedenen Faktoren wie bakterielle Plaque (26), mechanische Belastung (161) und Irritationen durch die prothetische Suprakonstruktion (2), die stets auf die periimplantären Weichgewebe einwirken.

Um alldem Genüge zu leisten werden bezüglich **Bioverträglichkeit**, **mechanische Stabilität** und **Form** besondere Anforderungen an Implantataufbauten gestellt.

3.3.1 Bioverträglichkeit

Ein Abutment sollte aus einem Material bestehen, das mit den anderen Materialien der Implantatkomponenten oder Suprakonstruktion keine Reaktion eingeht und die Plaqueakkumulation nicht begünstigt (195). Gewährleistet wird dies, wenn Implantat und Abutment aus wenigen unterschiedlichen Metallen oder Legierungen bestehen (125). Eine erhöhte Korrosionsneigung kann bei Kontakt von Metallen mit unterschiedlichen Redoxpotenzialen auftreten (253). Da vollkeramische Restaurationen nicht nur in Bezug auf die Bioverträglichkeit, sondern auch auf die Mundbeständigkeit als unbedenklich (99) gelten, bietet es sich an, auch Abutments aus Keramik anzufertigen.

3.3.2 Mechanische Stabilität

Ein Abutment muss eine gewisse Stabilität besitzen, um die auftretenden Kaukräfte auf das Implantat und auf den Knochen übertragen zu können (49, 240). Kaukraftmessungen zeigten, unabhängig von der Zahnlokalisierung Kräfte von 4,5 N bis zu 1080 N (94, 140) auf. In diesem Punkt sind wegen der Scher- Torsionskräfte im Frontzahnbereich niedrigere Werte (106) als im Seitenzahnbereich zu verzeichnen, wo die Kräfte axial wirken (114). Am Einzelzahn beträgt laut *Körber & Ludwig* (114) die mittlere maximale Kaukraft ungefähr 250 N. Bei keramischen Abutments im Frontzahnbereich wird eine Festigkeit von 400 N, für den Seitenzahnbereich von 600 N gefordert (114, 217).

3.3.3 Form

Idealerweise sollte ein Abutment die anatomischen Formen und ästhetischen Eigenschaften des natürlichen präparierten Zahnes aufzeigen (190). Das Abutmentprofil sollte mit dem natürlichen Zahnquerschnitt vergleichbar sein, um die umgebenden Weichgewebe zu unterstützen und zu formen (205). Bis zum Durchtrittsniveau muss der Querschnitt des runden Implantates durch das Abutment in eine anatomisch exakte Form überführt werden (248), was ohne Individualisierung konfektionierter Abutments kaum möglich ist.

3.4 Einfluss der Abutmentmaterialien auf periimplantäre Gewebe

Eine mukosale Rezession in Verbindung mit Knochenabbau scheint ein unvermeidbarer Effekt im Zusammenhang einer Implantatversorgung zu sein. So zeigt eine Studie von *Albrektsson et al.* (9), dass ein Knochenverlust bis zu 1,5 mm im ersten Jahr und 0,2 mm in

den folgenden Jahren möglich ist. Als eine der Ursachen für die Beeinflussung der Stabilität des krestalen Knochens und der periimplantären Weichgewebe wird das verwendete Abutmentmaterial angesehen, wie *Abrahamsson et al.* (1) feststellen. Je nach Auswahl des Abutmentmaterials kann man einen eher positiven (Titanlegierung, Keramik) oder negativen (Goldlegierung) Effekt auf das periimplantäre Gewebe verzeichnen.

3.4.1 Metallische Abutmentmaterialien

Bei der Verwendung metallischer Abutments kann man im ästhetischen Frontzahnbereich wegen des Durchscheinen des metallischen Anteils Einbußen verzeichnen (253). Eine äußerst wichtige Bedeutung wird der Reaktion der periimplantären Gewebe auf die Verwendung von Metallen zugeschrieben (102).

3.4.1.1 Abutments aus Goldlegierungen

Die anfänglich in Frage gestellte Bioverträglichkeit von Goldabutments im Vergleich zu Aufbauten aus Titanlegierungen, wie in der Studie von *Abrahamsson et al.* (1) gezeigt, konnte in späteren Studien von *Abrahamsson und Cardaropoli und Vigolo et al.* (4, 243) nicht bestätigt werden. Daraus schließt man, dass die Verwendung von Gold-Abutments nicht grundsätzlich für den Knochenabbau und die Gingivarezessionen verantwortlich sein können. Dagegen konnte *Welander et al.* (249) in seiner Studie zeigen, dass es bei Verwendung von Gold-Abutments zum Verlust des marginalen Knochens und einer Apikalverlagerung des Epithels kommt. In dem kollagenärmeren Saumepithel konnte eine Ansammlung von polymorphkernigen Leukozyten und anderen inflammatorischen Zellen nachgewiesen werden, was als Hinweis auf mikrobielle Besiedelung des angrenzenden Sulkus gedeutet werden kann. Somit kann die Schutzfunktion des periimplantären Gewebes bei der Verwendung von Gold-Abutments zur Diskussion gestellt werden.

3.4.1.2 Abutments aus Titan bzw. Titanlegierungen

Gould et al. (80-81) zeigt in In-vitro- und in In-vivo-Studien, dass die Verbindung zwischen Saumepithel der periimplantären Weichgewebe bei Abutments aus Titanlegierungen und der Oberfläche der Abutments mittels Hemidesmosomen zustande kommt. In einer Studie an Hunden stellt *Abrahamsson et al.* (1) dar, inwiefern Abutments aus Rein-Titan (Standard Abutment Brånemark System®, Nobel Biocare AB, Göteborg, Schweden) Einfluss auf die Qualität und Lokalisation des mukosalen Attachments nehmen. Im bindegewebigen

Attachment finden sich im dichten kollagenen Netzwerk Fibroblasten und Entzündungszellen.

Eine Sensibilisierung gegenüber Titan konnte mit immunologischen Tests in In-vitro-Studien (120, 242) nachgewiesen werden. Auch gibt es Hinweise, dass Titan eine spezifische Immunmodulation und Autoimmunerkrankungen hervorrufen kann (224). *Bianco et al.* (34) und *Weingart et al.* (247) konnten erhöhte Titan-Konzentrationen in der Nähe von Titanimplantaten und in den regionalen Lymphknoten nachweisen. Fraglich ist die klinische Bedeutung dieser Ergebnisse.

Widersprüchliche Ergebnisse liefern mehrere Studien zum Einfluss der Oberflächenbeschaffenheit von Titan-Abutments auf das Adhäsionsverhalten von Fibroblasten und Epithelzellen. So wird gezeigt, dass glatte Titanoberflächen die Adhäsion von Fibroblasten positiv beeinflussen (91, 113). Einen positiven Effekt kann man auch bei der Adhäsion von Epithelzellen verzeichnen (92). In den Studien von *Anselme et al.* (16) und von *Takamori et al.* (233) wird eine Steigerung der Zellproliferation gezeigt. Negative Einflüsse werden von *Bachle und Kohal* (25) festgestellt. Aber auch bei rauen Oberflächen von Titanabutments konnte eine positive Beeinflussung auf das zelluläre Attachment und die Zellproliferation gezeigt werden (37). Bei Titanlegierungen konnte eine höhere Adhärenz bei rauen als bei glatten Oberflächen festgestellt werden (57). Wie bei den glatten Oberflächen konnte allerdings auch bei rauen Oberflächen ein gegenteiliges Ergebnis festgestellt werden, so in der Studie von *Sader et al.* (206), in der negative Einflüsse auf die Adhäsion der Osteoblasten bei rauen Titanoberflächen gezeigt werden.

Räisänen et al. (193) verglichen in einer Studie das Adhäsionsverhalten von Epithelzellen zu Abutments aus Rein-Titan, Titanlegierungen und Aluminiumoxidkeramiken. Das Ergebnis zeigt eine 2,5 Mal höhere Adhäsion auf die Metallabutments als auf die Oberflächen der Keramik.

Iatrogen verursachte Beschädigungen der Oberflächen können bei Titan zu einer höheren Plaqueakkumulation führen als bei Keramikabutments (41).

3.4.2 Keramische Abutmentmaterialien

Wie schon erwähnt, zeigen die in der Implantologie bewährten Abutments aus Metall im ästhetisch anspruchsvollen Frontzahnbereich Nachteile. Da sich die keramischen Werkstoffe in der zahnärztlichen Prothetik wegen ihrer positiven Materialeigenschaften, hervorragender Ästhetik und Bioverträglichkeit (60, 141-142, 157, 213, 231, 244) bewährt haben, liegt es nahe die positiven Eigenschaften bei der Abutmentherstellung zu nutzen.

Die ersten keramischen Abutments (CeramicCore[®], Fa. Nobel Biocare) machten *Ingber und Prestipino* (190) bekannt. Hierbei handelte es sich um eine reine gefräste Aluminiumoxid-

Keramik (Al_2O_3). Im gleichen Jahr wurde die Entwicklung eines Abutments aus Aluminiumoxidkeramik, welche mittels CAD/CAM-Technik (computer aided design/computer aided manufacturing) gefräst wurde, vorgestellt (15).

Eine Weiterentwicklung der keramischen Abutments war die Verwendung von Zirkoniumdioxid (ZrO_2), mit verbesserten mechanischen Eigenschaften. *Wohlwend et al.* (250) stellte die ersten Abutments aus partiell yttriumstabilisierter Zirkoniumdioxid-Keramik vor.

Die Verwendung von keramischen Implantataufbauten bietet neue Möglichkeiten bezüglich der Form, Farbe und Individualisierung (191).

3.4.2.1 Abutments aus Aluminiumoxid (Al_2O_3)

Mc Lean und Hughes (158) beschrieben 1965 eine mit Aluminiumoxid (Al_2O_3) verstärkte Glaskeramik für die dentale prothetische Versorgung. Das Resultat waren verbesserte Stabilität und Bioverträglichkeit bei einer hervorragenden Ästhetik. Die Stabilität beruht auf einer Bruchzähigkeit von 5 bis 6 $\text{MPa}/\text{m}^{0,5}$ und einer Biegefestigkeit von 400 MPa (101). Dabei ist Aluminiumoxid chemisch inert und weist eine große Härte (2200HV) auf (21, 186). Seit der Vorstellung der Aluminiumoxid-Keramik für die Herstellung von Implantataufbauten in der Zahnmedizin (190) wird diese erfolgreich im ästhetisch anspruchsvollen Frontzahnbereich verwendet (12, 14, 176).

In einer klinischen Studie untersuchten *Andersson et al.* (14) 34 Al_2O_3 -Abutments und 35 Titan-Abutments in einer Gruppe von 60 Patienten. Nach einem Jahr konnte bei den Al_2O_3 -Abutments kein Knochenabbau festgestellt werden, was mit einer Erfolgsquote von 100% gewertet wurde. Bei den Titan-Abutments lag die Erfolgsquote bei 93 %. In einer zweiten Gruppe wurden 10 Al_2O_3 -Abutments und 10 Titan-Abutments bei 15 Patienten untersucht. Hier zeigte sich im ersten Jahr ein Knochenverlust von 0,3 mm um die Al_2O_3 -Abutments und ein weiterer Abbau von 0,1 mm im Verlauf der nächsten 3 Jahre. Ein vergleichbarer Knochenverlust konnte auch bei den Titan-Abutments beobachtet werden. In beiden Gruppen konnten nur geringe Unterschiede bei der Höhe der marginalen Mukosa verzeichnet werden.

2003 wurden in einer 5-Jahres-Studie von *Andersson et al.* (11) 32 Patienten, die mit 53 Al_2O_3 -Abutments und 50 Titan-Abutments versorgt wurden, untersucht. Bezüglich der Plaqueakkumulation und Blutung auf Sondierung, zeigte das Ergebnis keinen signifikanten Unterschied zwischen Al_2O_3 -Abutments und Titan-Abutments. Der Verlust von marginalem Knochen betrug nach einem Jahr bei den Titan-Abutments 0,4 mm und bei den Al_2O_3 -Abutments 0,2 mm. Nach 5 Jahren betrug der mittlere Knochenverlust bei den Al_2O_3 -Abutments 0,3 mm und bei den Titan-Abutments 0,4 mm.

In einem Vergleich der periimplantären Weichgewebe bei Titan- und Al_2O_3 -Abutments zeigt die Studie von *Arvidson et al.* (20) bei beiden Abutmentmaterialien einen ähnlichen Aufbau der Weichgewebe.

In einer In-vitro-Studie zur Bruchfestigkeit konnten *Att et al.* (24) für Al_2O_3 -Abutments eine durchschnittliche Frakturfestigkeit von 422 N feststellen. Die Bruchbelastung erfolgte nach Alterungssimulation, wobei die Kraft mit einem Winkel von 45° zur Zahnachse palatinal eingeleitet wurde. In einer weiteren In-vitro-Studie mit künstlicher Alterung wurden mittlere Bruchlastkräfte von 239 N ermittelt (44). *Yildirim et al.* (252) prüften Al_2O_3 -Abutments ohne Alterungssimulation auf ihre Frakturfestigkeit mit einer Kraffteinleitung im Winkel von 30° zur Längsachse. Hier betrug die mittlere Bruchlast 280 N.

3.4.2.2 Abutments aus Zirkoniumdioxid (ZrO_2)

Degidi et al. (56) verglichen in einer histologischen Studie die Reaktionen des periimplantären Gewebes auf Einheilkappen aus Zirkoniumdioxid-Keramik (ZrO_2) und Einheilkappen aus Titan. Es wurden vermehrt Entzündungsinfiltrate im periimplantären Weichgewebe um die Titan-Einheilkappen festgestellt. Auch konnte eine erhöhte NOS-I-Expression im oberflächlichen Epithel und Gefäßendothelzellen bei Titan nachgewiesen werden, was dem Umstand der geringeren Bakterienakkumulation an den ZrO_2 -Einheilkappen zuzuschreiben wurde. Diese positive Reaktion des periimplantären Gewebes auf Zirkoniumdioxid bestätigten auch die Autoren in einer Studie von *Glauser et al.* (78). Von einer vergleichbaren Bioverträglichkeit bei ZrO_2 - und Titan-Abutments sprechen *Kohal et al.* (111) in einer Tierstudie, in der die Ausdehnung des periimplantären Gewebes untersucht wurde. Die Neigung zur Bakterienbesiedlung an ZrO_2 -Oberflächen im Vergleich zu Titanoberflächen untersuchten *Rimondini et al.* (200) in einer In-vivo- und In-vitro-Studie. Es zeigten sich in der In-vitro-Studie nur minimale Differenzen zwischen beiden Materialien. In der In-vivo-Studie dagegen stellte man eine wesentlich geringere Ansammlung von Bakterien an den Oberflächen von ZrO_2 fest. Auch *Scarano et al.* (211) kommen bei ihrer Untersuchung zu dem Fazit, dass ZrO_2 -Oberflächen eine geringere Affinität zu Ansiedlung von Bakterien zeigen als Titanoberflächen. *Welandar et al.* kommen in ihrer Tierstudie mit Hunden zu einem vergleichbaren Ergebnis. Diese untersuchten das periimplantäre Weichgewebe um ZrO_2 -, Gold- und Titan-Abutments, wobei eine wesentlich geringere Besiedlung durch Leukozyten bei ZrO_2 festgestellt wurde.

In Studien von *Mustafa et al.* (165) und *Takamori et al.* (233) wurde der Einfluss der Oberflächenrauigkeit von ZrO_2 auf die Fibroblastenadhäsion untersucht. Dabei wurde ein positiver Effekt der Oberflächenrauigkeit auf die Zellproliferation und Fibroblastenadhäsion festgestellt.

Glauser et al. (78) untersuchten den Einfluss von ZrO₂-Abutments auf den mittleren Knochenabbau. Dieser betrug im Durchschnitt 1,2 mm nach einem Jahr und auch 1,2 mm nach vier Jahren. In einer weiteren Studie verglichen *Anderson et al.* (13), wie sich der periimplantäre Knochen um Abutments aus ZrO₂ und Titan verhält. Hier konnte nach einem Jahr ein mittlerer Knochenabbau von 0,2 mm bei ZrO₂ und 0,4 mm bei Titan festgestellt werden.

3.5 Bruchverhalten und Überlebensrate von ZrO₂-Abutments

3.5.1 In-vitro-Untersuchungen

Yildirim et al. (252) untersuchten in einer In-vitro-Studie das Bruchverhalten von ZrO₂-Abutments im Vergleich zu Al₂O₃-Abutments ohne Alterungssimulation. Die simulierte Kaukraft wirkte mit einem Winkel von 30° zur Längsachse ein. Das Ergebnis zeigte signifikante Unterschiede zwischen beiden Materialien. So war die mittlere Bruchlast mit 737,6 N bei ZrO₂ mehr als doppelt so hoch wie bei Al₂O₃ mit 280,1 N. Das Bruchverhalten bei den Aluminiumoxid-Abutments war identisch. Sie frakturierten alle in Höhe des Schraubenkopfes. Bei den Zirkoniumdioxid-Abutments war der Bruchablauf unterschiedlich. Es kam sowohl zu Schraubenfrakturen (n=3), zu Frakturen der Krone ohne Abutmentfraktur (n=4) als auch zu Frakturen des Abutments ohne Kronenfraktur (n=3).

In einer Studie von *Aramouni et al.* (17) konnten hinsichtlich der mittleren Bruchlast bei ZrO₂-Abutments (793,6 N) und Titan-Abutments (792,7 N) keine signifikanten Unterschiede festgestellt werden. Auch hier waren die Proben keiner künstlichen Alterung ausgesetzt. Wie auch in der Studie von *Yildirim et al.* (252) kam es hier zu Frakturen der Suprakonstruktion.

Gehrke et al. (74) untersuchten das Bruchverhalten von ZrO₂-Abutments nach statischer Alterung und nach Belastung. Das Ergebnis zeigte eine mittlere Bruchlast von 269 N bis 403 N bei der zyklischen und 672 N bei dem statischen Bruchlastversuch. In der gleichen Studie wurde mittels FEM (finite element model) analysiert, wo sich Spannungsfelder bei einer Kräfteinwirkung von 100 N und 250 N befinden. Es konnten bei den Belastungen von 250 N Spannungsfelder bis zu 800 MPa im zervikalen Bereich des Abutments und im apikalen Drittel der Befestigungsschraube demonstriert werden (Abb. 3.4).

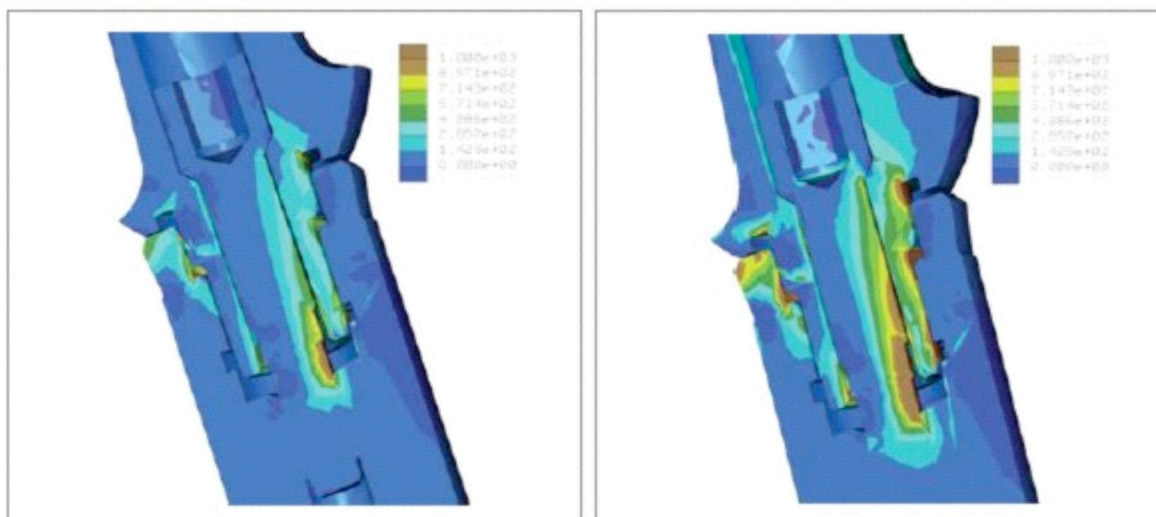


Abb. 3.4:

FEM (Finite element model) bei Belastung von 100 N (links) und Belastung von 250 N (rechts) aus der Studie von *Gehrke et al.* (74).

In einer Studie von *Kohal et al.* (110) wurden Abutments aus ZrO_2 , Al_2O_3 und Titan auf ihr Bruchlastverhalten nach Kausimulation untersucht. Auf einer Hälfte der Abutments waren Al_2O_3 -Kronen auf der anderen ZrO_2 -Kronen befestigt. Dabei konnte bei den Zirkoniumdioxid-Abutments eine Frakturlast von 444 N (Al_2O_3 -Kronen) und 457 N (ZrO_2 -Kronen) festgestellt werden. Bei den Abutments aus Al_2O_3 waren die Werte 423 N (Al_2O_3 -Kronen) und 241 N (ZrO_2 -Kronen) und bei den Titanabutments 1454 N (Al_2O_3 -Kronen) und 1251 N (ZrO_2 -Kronen).

In einer Untersuchung zur Bruchfestigkeit nach mechanischer Belastung konnte *Butz et al.* eine mittlere Bruchlast von 294 N bei titanverstärkte ZrO_2 -Abutments und 239 N bei Al_2O_3 -Abutments feststellen (44). Die Autoren folgerten daraus, dass die Abutments aus Metall im ästhetisch anspruchsvollen Frontzahnbereich durch titanverstärkte ZrO_2 -Abutments zu ersetzen seien, die Al_2O_3 -Abutments wegen den geringeren Bruchlastwerten sich eher weniger dazu eignen.

Adatia et al. (5) untersuchten, ob unterschiedliche Präparationsformen bei der Individualisierung von ZrO_2 -Abutments das Bruchverhalten beeinflussen. Dabei wurden 20 Abutments in der Höhe um 2 mm reduziert und einerseits mit einer 0,5 mm Hohlkehle ($n=10$) und andererseits mit einer 1 mm Hohlkehle präpariert. Die Krafteinwirkung erfolgte mit 30° zur Längsachse. Der Vergleich der beiden Gruppen zeigte keinen signifikanten Unterschied bei der Bruchlast. Frakturiert waren alle Abutments in Höhe der Implantatschulter.

In einer Untersuchung über die Gestaltung der Implantat-Abutment-Verbindung konnte *Maeda et al.* einen positiven Einfluss auf die Kraftverteilung über ein internes Hexagon

feststellen. Demgegenüber waren die Verbindungen über ein externes Hexagon bezüglich des Widerstandes gegen vertikal und horizontal einwirkende Kräfte unterlegen (146).

3.5.2 In-vivo-Untersuchungen

In einer In-vivo-Studie konnten *Strub et al.* bei Zirkoniumdioxid-Abutments in der Frontzahnregion eine Überlebensrate nach 6 Monaten von 100% nachweisen (225). Das gleiche Ergebnis zeigte *Wohlwend et al. (1996)* (250) in einer In-vivo-Untersuchung nach neun Monaten. Eine Überlebensrate von 100% bei ZrO₂-Abutments nach 28 Monaten konnte auch *Yildirim et al.* in einer In-vivo-Untersuchung präsentieren (253). In allen 3 Studien handelte es sich um Zirkoniumdioxid-Abutments, die mit Einzelkronen versorgt waren.

Glauser et al. untersuchten 36 ZrO₂-Abutments mit Einzelkronen im Front- und Prämolarenbereich auf ihr klinisches Verhalten in einer 4-Jahres Studie. Auch sie konnten 100% Erfolg bei den Abutments feststellen. Im Vergleich zu natürlichen Zähnen gab es keinen erheblichen Unterschied bei der Erhebung der Plaque- und Gingivaindices. Einzige Probleme zeigten sich bei den Schraubenbefestigungen, es gab 2 Lockerungen (78).

Eine 98,1 % Überlebensrate der ZrO₂-Abutments (n= 53) in einer 2-Jahres-Studie ergab die In-vivo-Untersuchung von *Andersson et al. (13)*, im Gegensatz von 100 % bei den Titan-Abutments (n=50). Untersucht wurden Abutments mit Brücken kurzer Spanne als Suprakonstruktion im anterioren und posterioren Bereich. Das Weichgewebe um die Abutments und die angrenzenden Zähne zeigte sich gesund. Ein Unterschied zeigte sich im Abbau des marginalen Knochens nach einem Jahr (Titan: 0,4mm, ZrO₂ 0,2 mm).

In den klinischen Untersuchungen von *Sailer et al. (207)*, die von *Zembic et al. (255)* weitergeführt wurden, konnte sowohl nach 6, 12 und 36 Monaten eine Überlebensrate von 100 % festgestellt werden. Verglichen wurden 20 ZrO₂-Abutments mit 20 Titan-Abutments im Eckzahn-, Prämolaren- und Molarenbereich, welche mit Einzelkronen versorgt waren. Es kam zu keinerlei Frakturen der Abutments. Auch Untersuchungen des periimplantären Weichgewebes waren zufriedenstellend.

Nothdurft et al. (170, 174) untersuchten in einer In-vivo-Studie das klinische Verhalten von 40 Zirkoniumdioxid-Abutments im Prämolaren- und Molarenbereich in Ober- und Unterkiefer. Alle Abutments wurden mit Einzelkronen aus Vollkeramik versorgt, welche konventionell zementiert wurden. In dieser Studie wurde nach 6 Monaten und 12 Monaten nachuntersucht. Die Abutments zeigten sowohl nach 6 Monaten als auch nach 12 Monaten keine Fraktur was eine Überlebensrate von 100% entspricht. Auch wurden keine Kronenfrakturen registriert. Lediglich zeigten 3 Kronen nach 6 Monaten und weitere 2 Kronen nach 12 Monaten (insgesamt n=5, 10%) oberflächliche Keramik-Abplatzungen. Das periimplantäre

Weichgewebe war bei beiden Untersuchungsintervallen gesund und nahezu frei von Entzündungen.

3.6 Implantatversorgungen im Oberkiefer-Frontzahnbereich

3.6.1 Auswahlkriterien für Abutments im ästhetischen Frontzahnbereich

Um in ästhetisch anspruchsvollen Regionen gute Ergebnisse einer implantatgetragenen Restauration zu erreichen eröffnen Zirkoniumdioxid-Abutments neue Möglichkeiten beim Erreichen der natürlichen Zahnfarbe und anatomischen Zahnstruktur (251). Die Weiterentwicklung der Abutmentmaterialien ist eine komplexe Aufgabe der implantatprothetischen Versorgung geworden.

Bei der Auswahl der Abutments ist der Implantatposition in Bezug der mesiodistalen und bukkoralen Orientierung der geplanten Suprakonstruktion besondere Beachtung zu schenken. Auch eine ungünstige Inklination der Implantatachse, sowie ein unter- oder überdimensionierter interokklusaler Abstand stellen spezielle Anforderungen an die Gestaltung der Suprakonstruktion. Hier könnte ein individualisiertes oder abgewinkeltes Abutment vorteilhaft sein (77).

Eger et al. verglichen abgewinkelte und gerade Abutments in einer klinischen Studie. Dabei untersuchten sie 81 Implantate bei 24 Patienten (zwischen 1 bis 8 Implantate pro Patient) auf ihren Erfolg bezüglich biologischer und technischer Komplikationen. In dieser Untersuchung waren 56 Implantate mit abgewinkelten und 25 mit geraden Abutments versorgt. Die Suprakonstruktionen schlossen Einzelzahnrestorationen, zahn-/implantatgetragene und gänzlich implantatgetragene Restaurationen ein. Der Untersuchungszeitraum lag zwischen 6 und 36 Monaten. Die Auswertung zeigte keine signifikanten Unterschiede zwischen den abgewinkelten und geraden Abutments, was darauf schließen lässt, dass abgewinkelte Abutments eine adäquate Option sein könnten, wenn Implantate nicht in der prothetisch idealen axialen Position zu platzieren sind (58).

In einer Langzeituntersuchung zur Verwendung von abgewinkelten Abutments untersuchten *Sethi et al.* 467 Patienten, die mit 2261 Implantaten versorgt wurden. Bei den Restaurationen kam sowohl festsitzender, als auch herausnehmbarer Zahnersatz zur Anwendung. Die Implantate wiesen eine Implantat-/Abutmentverbindung mit einem internen Hexagon auf. Die Abutmentwinkel variierten zwischen 0° und 45°, abgestuft in 5°-Schritten. Die meisten Aufbauten (n= 2039) wiesen Winkel zwischen 5° und 30° auf. Die durchschnittliche Untersuchungszeit betrug 28,8 Monate. Eine durchschnittliche Überlebensrate von 95% wurde ermittelt. Verglichen wurde die Überlebensrate der Abutments mit einem Winkel

zwischen 0° bis 15° (n= 219) mit der Gruppe von 20° bis 45° (n= 248). Das Ergebnis zeigte keinen signifikanten ($p= 0.84$) Unterschied zwischen beiden Gruppen (219).

Ellakwa et al. untersuchte in einer In-vitro-Studie den Einfluss verschiedener Abutment-Winkel auf den Frakturwiderstand der Suprakonstruktion. Verglichen wurden Abutments mit Winkel von 0°, 15° und 30°. Belastet wurden die Zirkoniumdioxid-Einzelkronen bis zum Bruch. Die 30° abgewinkelten Abutments führten zu den geringsten Bruchlastwerten der Restaurationen (62).

Mittels einer 2-dimensionalen Finite-Element-Analyse konnten *Saab et al.* (204) nachweisen, dass die Verwendung von geraden Abutments bei Einzelzahnrestaurationen im anterioren Oberkiefer im Gegensatz zu abgewinkelten Abutments die Knochenbelastung um 15% erhöht. *Martini et al.* zeigten ebenfalls im Vergleich von geraden zu abgewinkelten Abutments in ihrer 3-dimensionalen Finite-Element-Analyse eine höhere Kraftereinwirkung auf den Knochen bei den geraden Abutments (149).

3.6.2 Versorgung von Schatlücken

Einen Einzelzahnersatz kann man durch verschiedene festsitzende Methoden erreichen, u.a. mit Hilfe einer Klebebrücke, einer konventionell zahngetragenen Brücke oder auch mit einer implantatgetragenen Einzelzahnkrone. Neue therapeutische Vorgehensweisen, chirurgische und restaurative Techniken, sowie die Verfügbarkeit unterschiedlichster Restorationsmaterialien erweitern die Behandlungsoptionen deutlich. Um den größten Nutzen für den Patienten zu erreichen, werden an den Behandler große Ansprüche an Diagnostik und Planung gestellt (72, 228). Für die Entscheidungsfindung bezüglich der optimalen prothetischen Therapie eines Patientenfalles muss eine akribische Analyse der funktionellen und ästhetischen Aspekte der individuellen klinischen Situation vorgenommen werden (18). Sprechen die Voraussetzungen für einen implantatgetragenen Einzelzahnersatz, so erscheinen die Vorteile gegenüber der konventionellen Prothetik plausibel. Zum einen schonnt man die Zahnhartsubstanz der Nachbarzähne zum anderen führt dies zur weitestgehenden Bewahrung des Alveolarvorsatzes vor physiologischer Atrophie. Ein weiterer Vorteil ist der hygienische Aspekt unter Betrachtung der Prophylaxe parodontaler und periimplantärer Gewebe (108).

3.6.2.1 Zahngetragene Brückenversorgung

Wenn kein chirurgischer Eingriff erwünscht oder nicht möglich ist und die lückenbegrenzenden Zähne überkront oder überkronungsbedürftig sind, kann mit einer

konventionellen Brücke eine ästhetisch und funktionell erfolgreiche Einzelzahnrestauration erreicht werden. Bei lückiger Zahnstellung wirkt diese Art von Versorgung allerdings unbefriedigend (108).

In einer 15-Jahres-Langzeitstudie untersuchte *Walton TR* 515 zahngetragene Metallkeramik-Brücken mit 1209 Pfeilern und 885 Brückengliedern. Insgesamt zeigte das Ergebnis der Untersuchung nach 15 Jahren eine Überlebensrate der Brücken von 85%. Nichtvitale Brückenpfeiler und Pfeiler der Frontzahnregion wiesen signifikant die größten Misserfolge auf. Von den anfangs vitalen Zähnen mussten 2% endodontisch behandelt werden (245).

In einer Untersuchung mit 156 drei-gliedrigen Brücken konnten *Fayyad et al.* eine durchschnittliche unversehrte Haltbarkeit von 6,1 Jahren nachweisen. 4,2% der zu Beginn der Studie vitalen Pfeiler zeigten eine apikale Beherdung. Der Hauptgrund aber für die Brückenverluste waren parodontale Erkrankungen (36,6%) und Sekundärkaries mit 23,2% (66-67).

Libby et al. untersuchte die Langlebigkeit von zahngetragenen Brücken und zeigte in dieser Studie, welche Komplikationen zum Misserfolg führten (128). Untersucht wurden 89 Brücken bei 50 Patienten, die alle 6 Monate zum Hygiene-Recall erschienen waren. Die Hauptursache für einen Austausch der Brücken war Sekundärkaries (38%), gefolgt von apikalen Problemen (15%), okklusal perforierte Restaurationen (15%), frakturierte Stiftaufbauten (8%), defekte Kronenränder (8%), Zahnfrakturen (7%) und Keramikfrakturen (8%).

In einer Übersichtsstudie von *Tan et al.* wurde die Langzeitüberlebensrate von festsitzenden Brücken und die Risiken für Misserfolge aufgrund spezifischer biologischer und technischer Komplikationen bestimmt. Die Überlebensrate über 10 Jahre betrug 89.1%. Das 10-Jahres Risiko für den Verlust einer Brücke wurde durch das Auftreten kariöser Defekte 2,6% oder einer Parodontitis 0.7% geprägt. Retentionsverluste (6.4%), Pfeilerfrakturen (2.1%) und Materialfrakturen mit 3.2% waren weitere Gründe für die Misserfolge (234).

3.6.2.2 Implantatgetragene Einzelzahnrestauration

Creugers et al. untersuchten in einer systematischen Übersicht die Kurzzeit-Überlebensrate von implantatretinierten Einzelzahnrestaurationen nach 4 Jahren in Funktion. In den 9 ausgewerteten Studien zeigten 459 Einzelzahn-Implantate eine Survivalrate von 97%. Die Kronen hingegen hatten eine Verlustrate von 17% zu verzeichnen (53).

Einen Vergleich zur 5-Jahres-Überlebensrate von implantatgetragenen Einzelkronen mit konventionellen zahngetragenen Brücken für den Einzelzahnersatz führten *Salinas et al.* im Rahmen einer Metaanalyse von 92 Publikationen durch. 51 Artikel berücksichtigen

implantatgetragene Einzelzahnkronen und für die zahngetragenen Brücken wurden 41 Artikel hinzugezogen. Die Überlebensrate nach 60 Monaten betrug bei den implantatgetragenen Kronen 95,1 % und bei den zahngetragenen Brücken 84% (209).

Ein ähnliches Ergebnis zur 5-Jahres-Überlebensrate bei Versorgungen von implantatgetragenen Einzelzahnversorgungen zeigten *Jung et al.* in einer systematischen Übersicht in die 26 Studien einbezogen wurden. Die Überlebensrate der Implantate nach 5 Jahren in Funktion war 94,5%. Die Suprakonstruktionen aus Metallkeramik wiesen mit 95,4 % einen höheren Erfolg auf als die Vollkeramikronen mit 91,2%. Eine Periimplantitis oder Weichgewebsprobleme traten bei 9,7 % auf. Es kann aus der Beobachtung über einen Zeitraum von 5 Jahren gefolgert werden, dass die Erwartungen an die Überlebensrate von implantatgetragenen Einzelkronen sehr hoch sein werden (98).

In einer systematischen Übersicht zeigten *Theoharidou et al.*, dass eine Lockerung der Abutmentschrauben bei Einzelzahnimplantaten ein seltenes Ereignis ist. In ihre Untersuchung bezogen sie 27 Studien von 1996 bis 2006 ein. Bei insgesamt 1699 Einzelzahnimplantaten zeigten sich nach 3 Jahren etwa 97 % komplikationslos, unabhängig von der Art der Implantat-/Abutmentverbindung (interne vs. externe Verbindungsgeometrie) (235).

Erfolgreiche Osseointegration und Funktionsrehabilitation sind das Hauptziel der Implantattherapie (9). Allerdings ist der Erfolg von Einzelzahnimplantaten nicht länger durch die reine Überlebensrate der Implantate selbst definiert. Obwohl diese sehr hoch ist, verlagert sich der Schwerpunkt der Beurteilung in Richtung Ästhetik und Funktion (46). Ein Hauptfaktor für ästhetischen und funktionellen Erfolg des Implantates ist das Vorhandensein von ausreichendem Knochenangebot (Höhe, Volumen, kortikale Knochendichte), da die gingivale Kontur dem darunterliegenden Knochenkamm folgt (29, 218).

Gegenstand des systematischen Reviews von *Pjetursson et al.* war es die Überlebensrate von zahn-, implantat- und implantat-/zahn-getragenen Superkonstruktionen nach 5 und 10 Jahren zu ermitteln (187). Bei den zahngetragenen Brücken betrug die Überlebensrate nach 5 Jahren 93,8 % und nach 10 Jahren 89,2 %. Ähnlich verhielten sich auch die implantatgetragenen Brücken mit 95,2% (5 Jahre) und 86,7% (10 Jahre). Die Ergebnisse für die implantat-zahngetragenen Brücken zeigten nach 5 Jahren 95,5% und nach 10 Jahren 77,8% Survival. Bei den implantatgetragenen Einzelkronen konnte eine Überlebensrate von 94,5% (5 Jahre) und 89,4% (10 Jahre) festgestellt werden. Biologische Komplikationen bei den zahngetragenen Brücken zeigten sich in Form von Sekundärkaries und Pulpitiden. Signifikant mehr Probleme machten die implantatgetragenen Suprakonstruktionen. Diese waren überwiegend technischer Art, wie zum Beispiel Keramikbrüche, Keramikabplatzungen, Abutmentbrüche und Schraubenlockerungen.

Die Langzeituntersuchung (17 bis 19 Jahre) von *Andersson et al.* beschäftigte sich mit dem Auftreten von Infrapositionen (fehlender Antagonistenkontakt) bei implantatgetragenen Einzelkronen im OK-Frontzahngebiet. Bei der Abschlussuntersuchung nach durchschnittlich 18 Jahren zeigte die kumulative Überlebensrate 96,8%. Über 40% der Patienten zeigten Anzeichen von Infrapositionen, unabhängig vom Alter der Patienten. Weibliche Probanden waren signifikant häufiger betroffen ($p < 0,05$). Eine klare Beziehung zwischen Alter bei der Implantation oder der Gesichtsform und dem Ausmaß der Infraposition konnte nicht festgestellt werden ($p > 0,05$) (10).

Gotfredsen untersuchte in einer 10-Jahres Studie die biologischen und technischen Ergebnissen von Einzelzahnimplantaten (ASTRA TECH AB, Molndal, Sweden) im OK-Frontzahn-Gebiet, abhängig von dem Implantationszeitpunkt nach Extraktion. In Gruppe A wurden bei 10 Patienten 10 Implantate frühzeitig (4 Wochen nach Extraktion) implantiert, in Gruppe B bei 10 Patienten zeitversetzt (12 Wochen nach Extraktion) auch 10 Implantate. Die kumulative Überlebensrate nach 10 Jahren war 100% bei den Implantaten und 90 % bei den Kronen. Es gab keinen signifikanten Unterschied zwischen beiden Gruppen bei der Beurteilung von Plaque-Retention, Mukositis oder Knochenniveau. Der durchschnittliche marginale Knochenverlust betrug weniger als 1mm (79).

Naert et al. zeigte in einer Langzeituntersuchung mit 270 Implantaten (Brånemark) bei 219 Patienten, dass implantatgetragene Einzelzahnrestorationen eine gute Prognose zeigen. Implantat-Verluste traten eher in der Einheitszeit und in der frühen Belastungsphase auf (166). Auch die Untersuchungen in der 5-Jahres Studie von *Palmer et al.* zeigten bei 15 implantatgetragenen Einzelzahnrestorationen (ASTRA TECH Implant ST) in der OK-Frontzahnregion gute Ergebnisse. Alle Patienten wurden alle 4-6 Monate zum Hygiene-Recall gesehen. Es traten keine Implantatverluste auf. Auch wurden keine Probleme bei den Abutment-Schrauben oder dem periimplantären Weichgewebe beobachtet. Bei den radiologischen Untersuchungen des Knochenniveaus konnten keine signifikanten Unterschiede nach 5 Jahren gemessen werden. Die einzigen Komplikationen konnten bei den Kronen verzeichnet werden, eine Krone musste rezementiert werden und 1 Krone zeigte Keramikabplatzung (181).

Krennmaier et al. untersuchten den Zustand der Nachbarzähne von implantatgetragenen Einzelzahnrestorationen sowohl in der Frontzahnregion, wie auch im Seitenzahnbereich nach mindestens 3 Jahren in situ. Insgesamt wurden 78 Implantate und 148 Nachbarzähne in dieser Studie nach durchschnittlich 58 Monaten untersucht. Der Verlust von einem Implantat wird beschrieben. Das periimplantäre Gewebe war sehr gut und bei 3 Kronen traten Komplikationen (Bruch) auf. Keiner der Nachbarzähne erforderte eine Extraktion oder endodontische Behandlung, die Plaque- und Blutungs-Indices und Taschentiefen an diesen zeigten keine Differenzen zum Vergleich des Studienbeginns. In der Frontzahnregion konnte

man eine signifikante Korrelation zwischen Zahn-/Implantat-Abstand und Knochenabbau approximal der Nachbarzähnen beobachten (119).

3.6.2.3 Implantatgetragene Brückenversorgung

Zarb zeigt in seiner Studie die Langzeitergebnisse bei der Versorgung von Patienten mit unterbrochener Zahnreihe gemäß Kennedy Klasse 4 sowohl im Oberkiefer als auch im Unterkiefer mit implantatgetragenen Brücken. Es wurden 25 Patienten mit 86 Implantaten mit 33 Brücken untersucht. Die durchschnittliche Tragedauer betrug 12 Jahre. Die Überlebensrate aller Implantate war 92%. Es zeigte sich kein signifikanten Unterschied zwischen weiblichen und männlichen Patienten (254).

In einer systematischen Übersichtsarbeit berichten *Lind et al.* von einer Überlebensrate bei implantatgetragenen Brücken von über 93,6 % nach 6 bis 7 Jahren für den Zahnersatz im Bereich unterbrochener Zahnreihen. In dieser Arbeit wurden 10 Studien berücksichtigt mit insgesamt 2116 Brücken untersucht (132).

Kreissl et al. konnten in ihrer 5-Jahres-Studie eine Überlebensrate bei implantatgetragenen Brücken von 94,5 % feststellen (117).

Als eine der bedeutendsten Ursachen für Komplikationen, wie Abplatzungen der Verblendkeramik, wird bei implantatgetragenen Brücken das Vorliegen eines Bruxismus diskutiert (38, 55). Als weitere technische Probleme sind Schraubenlockerungen und -brüche zu verzeichnen (96-97).

3.6.2.4 Zahn-/Implantatgetragene Brücken (Hybridbrückenversorgung)

Sprechen die anatomischen Gegebenheiten, wie zum Beispiel ein vestibuläres Knochendefizit bedingt durch Trauma oder Resorptionsvorgänge, gegen eine Implantation mehrerer Implantate, so kann eine Kombination aus zahn- und implantatgetragener Restauration für den Patienten von Vorteil sein. Sowohl das Ausmaß des chirurgischen Eingriffes, wie auch die Kosten für den Patienten können auf diese Weise reduziert werden (50, 108).

Rammelsberg et al. untersuchten implantatgetragene und zahn-/implantatgetragene Brücken bezüglich ihre Kurzzeitkomplikationen. Von 166 Brücken bei 132 Patienten waren 91 rein implantatgetragene Brücken mit endständigen Pfeilern, 27 implantatgetragene Extensionsbrücken und 48 zahn-/implantatgetragene Hybridbrücken. Alle Restaurationen wurden keramisch verblendet, 26 mit Zirkoniumdioxidgerüsten, 140 mit Metallgerüst. Bei der Folgeuntersuchung innerhalb eines durchschnittlichen Zeitraumes von 1,2 Jahren wurden 2

Implantatverluste und eine ausgedehnter Keramikverlust registriert. In 29 Fällen wurde ein Verblendkeramikchipping und in 35 Fällen ein Retentionsverlust beobachtet. 2 Abutmentfrakturen führten zum Misserfolg. Es kam zu keinen Brüchen der Brückengerüste. Rein implantatgetragene Brücken tendierten zu einem häufigeren Auftreten von Komplikationen im Vergleich zu zahn-implantatgetragenen Brücken. Es gab keinen signifikanten Unterschied bezüglich der Brückenlokalisation (anteriorer oder posteriorer Bereich bzw. Unterkiefer oder Oberkiefer) (194).

In einer 10-Jahres-Studie von *Gunne et al.* konnte von positiven Ergebnissen bei zahn-/implantatgetragenen Brücken im Unterkiefer Seitenzahnbereich berichtet werden. Bei 23 Patienten mit einem Restzahnbestand im anterioren Bereich wurden im Seitenzahnbereich auf der einen Seite eine rein implantatgetragene Brücke (2 Implantate) und auf der gegenüberliegende Seite eine zahn-/implantatgetragene Brücke (1 Zahn, 1 Implantat) eingesetzt. Beim Vergleich der beiden prothetischen Versorgungskonzepte bezüglich Erfolgsrate, Veränderung des marginalen Knochens und der technischen Komplikationen konnten keine signifikanten Unterschiede festgestellt werden (84).

Palmer et al. untersuchte die Erfolgsrate von Hybridbrücken im oberen und unteren Seitenzahnbereich in einer 3-Jahres-Studie. Bei 19 Patienten (Kennedy-Klasse 2) wurde die posteriore zahnlose Seite mit 3-gliedrigen Brücken versorgt (Implantat endständig). Der Vergleich der 1-,2- und 3-Jahresdaten mit der Situation bei Eingliederung der Versorgung zeigte an beiden Pfeilerarten (Zahn und Implantat) ein stabiles Knochenniveau. Es konnten keine Zeichen von Intrusion an den Pfeilerzähnen beobachtet werden (180).

In der systematischen Übersicht von *Lang et al.* wurde das Überleben von Hybridbrücken nach 5 und 10 Jahren unter Berücksichtigung biologischer und technischer Komplikationen bewertet. Die Auswertung ergab eine Überlebensrate der Implantate von 90 % nach 5 Jahren und nach 10 Jahren 82 %. Bei den Hybridbrücken konnten die Autoren ein Restauraionsüberleben von 94% (5 Jahre) und 77% (10 Jahre) verzeichnen. Es konnten keine signifikanten Unterschiede in der Überlebensrate zwischen den Implantatpfeilern und Zahnpfeilern festgestellt werden. Die Verlustrate dieser betrug nach 5 Jahren 3,2 % (Zahn) und 3,6 % (Implantat) und nach 10 Jahren 10,6 % (Zahn) und 15,6 % (Implantat). Nach einer Beobachtungszeit von 5 Jahren konnte bei den Pfeilerzähnen eine Intrusion beobachtet werden. Dies trat ausschließlich bei nicht-starren Verbindungen auf. Ein Vergleich zu ähnlichen Studien mit rein implantatgetragenen Brücken bringen die Autoren zur Ansicht, dass Hybridbrücken gerechtfertigt sind, wenn man anatomische Aspekte, patientenspezifische Gründe und die Risikoanalyse der Restbezahnung einkalkuliert (121).

Hita-Carrillo et al. berichten in einer systematischen Übersicht über zahn-/implantatgetragene Restaurationen von einer Überlebensrate der Implantate von 84-100 %. Zahnintrusionen konnten in 0 bis 5 % beobachtet werden. Starre Verbindungen scheinen bei

den natürlichen Pfeilerzähnen zu mehr Kraftbelastung auf das Parodont und beim Implantat auf den periimplantären Knochen zu führen. Nicht-starre Konnektoren reduzieren zwar die Belastung auf den Knochen, steigert sie aber auf die Suprakonstruktion (90).

Kolbeck et al. untersuchten in einer In-vitro-Studie die Bruchlast von zahn-/implantatgetragenen Brücken (3-gliedrig) im Prämolarenbereich, wobei der Einfluss des Aufbaumaterials (Titan- und Zirkoniumdioxid-Abutments) und der Alterungssimulation ermittelt werden sollte. Die mittleren Bruchlastwerte lagen für Titan-Abutments bei 991 N und für Zirkoniumdioxid-Abutments bei 1190 N. Dies weist auf einen hinreichenden Frakturwiderstand für einen Einsatz im Prämolarenbereich hin (112).

In einer In-vitro-Studie untersuchten *Nothdurft et al.* das Frakturverhalten von rein implantatgetragenen und zahn-/implantatgetragenen Brücken unter Verwendung von Zirkoniumdioxid-Abutments im Seitenzahnbereich und den Einfluss einer Abutmentindividualisierung mit rotierenden Instrumenten, sowie einer Alterungssimulation. Bei den rein implantatgetragenen Brücken zeigte die Präparation der Abutments keine signifikante Verringerung der Bruchlast. Bei den Hybridbrücken konnte im Vergleich zu den allein implantatgetragenen Brücken eine höhere Bruchlast verzeichnet werden. Die Alterungssimulation zeigte keinen negativen Effekt auf die Bruchlast beider Restaurationstypen (173).

Pjetursson und Lang (188) kamen nach der Auswertung einer Meta-Analyse zu dem Ergebnis, dass zahngetragene Brücken mit endständigen Pfeilern, rein implantatgetragene Brücken und implantatgetragene Einzelkronen den zahngetragenen Extensionsbrücken, kombiniert zahn-/implantatgetragene Brücken und adhäsiv befestigten Klebebrücken vorzuziehen sind.

Chee und Mordohai zeigten in einer systematischen Übersicht, wie sich die Art der Restaurationsverbindung zwischen Zahn zu Implantat auswirkt. Sowohl In-vivo-Studien als auch In-vitro-Studien zwischen 1966 und 2006 wurden einbezogen. Es wurde von Zahnintrusion, einem höheren Risiko der Implantatüberlastung und von einem größeren periimplantären marginalen Knochenverlust berichtet. Unter den verschiedenen Typen der benutzten Konnektoren zeigten die Restaurationen mit den starren Verbindungen weniger Komplikationen, verhindern konnten sie diese aber nicht. Daraus folgerten die Autoren für die Behandlung von Patienten mit teilbezahnten Lücken rein implantatgetragene Restaurationen zu wählen (47).

In einer 2-dimensionalen Finite-Element Analyse untersuchten *Burak-Ozcelic et al.* den Einfluss von starren und nicht-starren Verbindungselementen und deren Platzierung in zahn-/implantatgetragenen 3-gliedrigen Brücken. Untersucht wurden die knöchernen Gebiete rund um die Zahn- und die Implantatpfeiler, sowie an den Konnektoren. Die höchste Belastung konnte an der Suprakonstruktion gemessen werden, wenn die Matrix an der

Implantatseite platziert war. Die geringste Kraft im periimplantären Knochen trat ebenfalls bei dieser Situation auf. Diese Ergebnisse lassen annehmen, dass nicht-starre Verbindungselemente, platziert auf der Implantatseite von Hybridrücken die Krafteinwirkung rund um die Implantatpfeiler minimieren könnten (42).

Akça und Cehereli untersuchten in einer 2-Jahres-Studie die Überlebensrate von 3-gliedrigen zahn-/implantatgetragenen Brücken und die biologischen und technischen Probleme. Die Erfolgsrate der Suprakonstruktionen lag bei 100%. Weder ein Verlust der Osseointegration der Implantate noch eine Intrusion bei den Pfeilerzähnen konnte beobachtet werden. Ein Knochenverlust nach 24 Monaten von durchschnittlich 0,189 mm konnte an den Implantaten gemessen werden. Diese Kurzzeituntersuchung lässt auf eine gute klinische Prognose für zahn-/implantatgetragene 3-gliedrige Brücken schließen (7).

4. MATERIAL UND METHODIK

4.1 Das Versuchsdesign im Überblick

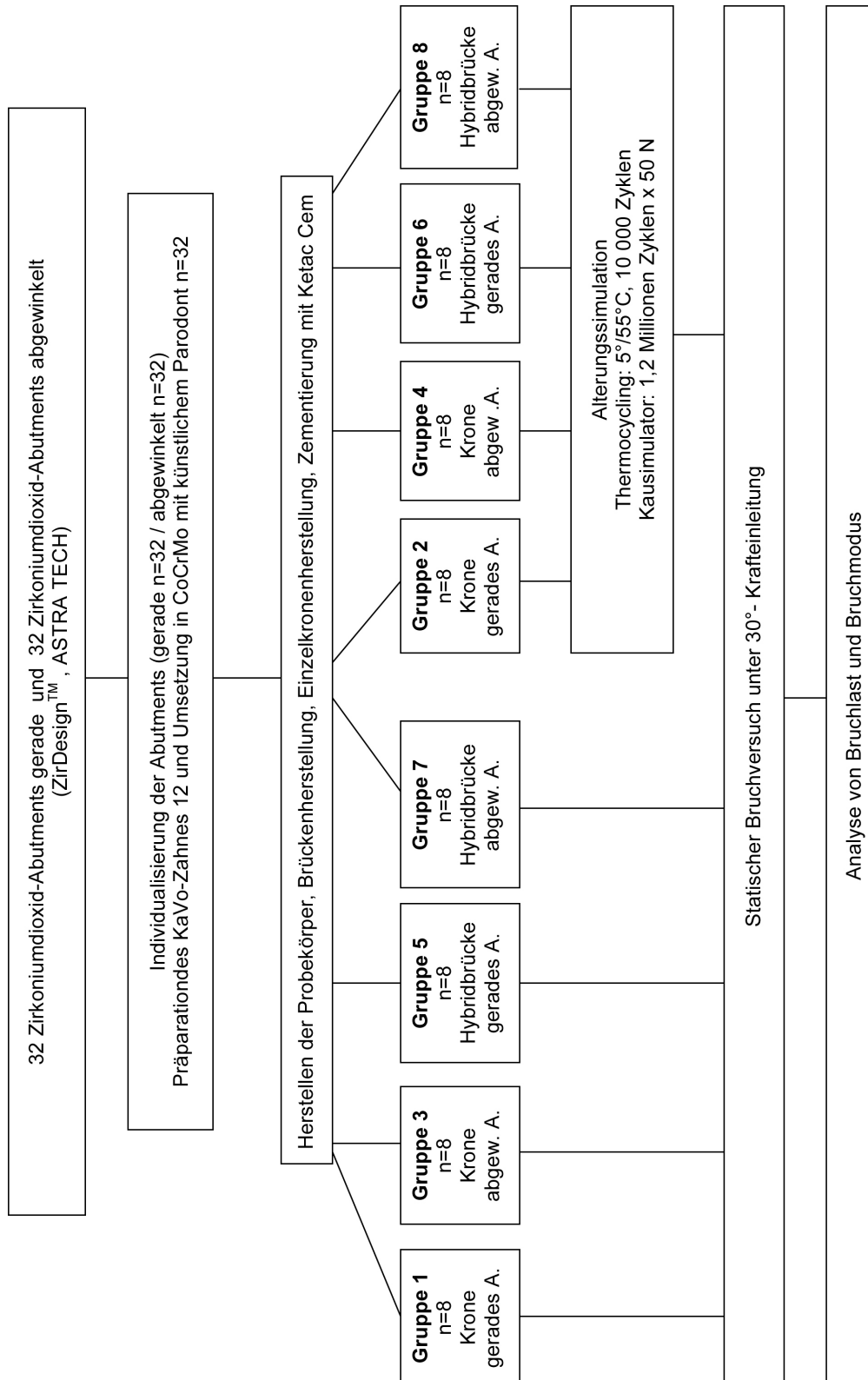


Abb. 4.1:

Flussdiagramm des Versuchsdesigns

4.2 Einteilung der zu prüfenden Gruppen

Zur Prüfung des Einflusses von Alterungssimulation und Aufbauangulation auf das Frakturverhalten von implantatgetragenen Einzelkronen im Frontzahnbereich wurden vier unterschiedliche Testgruppen mit jeweils acht Probekörpern vorbereitet. Gruppe 1 und 2 simulierten eine klinische Situation mit einer aus prothetischer Sicht idealen Implantatposition in regio 21 und der Möglichkeit, ein gerades, präfabriziertes Zirkoniumdioxid-Abutment (ZirDesign™, ASTRA TECH, Mölndal, Schweden) aus dem OsseoSpeed™ Implantatsystem (ASTRA TECH) mit konischer Implantat/Abutment-Verbindung zu verwenden. In den Gruppen 3 und 4 dagegen musste aufgrund der um 20° nach anterior inklinierten Implantatposition auf ein anguliertes Abutment zurückgegriffen werden.

Zur Prüfung des Einflusses von Alterungssimulation und Aufbauangulation auf das Frakturverhalten von zahn-/implantatgetragenen Brücken (Hybridbrücken) im Frontzahnbereich wurden weitere vier Testgruppen (n=8) hergestellt. Es wurde die Situation eines Implantates in regio 21 und eines Pfeilerzahnes 12 bei fehlendem Zahn 11 dargestellt. Zur Simulation der physiologischen Pfeilerbeweglichkeit diente ein resilient gelagertes Metallanalog des Zahnes 12. Entsprechend der Gruppen zur Simulation einer Einzelkronensituation wurde Gruppe 5 und 6 mit einem geraden Abutment versorgt, während in den Gruppen 7 und 8 ein abgewinkeltes Abutment zum Einsatz kam.

Eine thermische und mechanische Alterungssimulation erfolgte jeweils in den Gruppen 2, 4, 6 und 8 (s. Abb. 4.1 und Tab. 4.1)

Gruppe 1 n=8	Implantatgetragene Einzelkrone, gerades ZirDesign™ Abutment, ohne Alterungssimulation
Gruppe 2 n=8	Implantatgetragene Einzelkrone, gerades ZirDesign™ Abutment, mit Alterungssimulation
Gruppe 3 n=8	Implantatgetragene Einzelkrone, abgewinkeltes ZirDesign™ Abutment, ohne Alterungssimulation
Gruppe 4 n=8	Implantatgetragene Einzelkrone, abgewinkeltes ZirDesign™ Abutment, mit Alterungssimulation
Gruppe 5 n=8	Zahn-/Implantatgetragene Brücke, gerades ZirDesign™ Abutment, ohne Alterungssimulation
Gruppe 6 n=8	Zahn-/Implantatgetragene Brücke, gerades ZirDesign™ Abutment, mit Alterungssimulation
Gruppe 7 n=8	Zahn-/Implantatgetragene Brücke, abgewinkeltes ZirDesign™ Abutment, ohne Alterungssimulation
Gruppe 8 n=8	Zahn-/Implantatgetragene Brücke, abgewinkeltes ZirDesign™ Abutment, mit Alterungssimulation

Tab. 4.1:

Einteilung der Prüfgruppen.

4.3 Das OsseoSpeed™-Implantatsystem

Für die Untersuchungen in dieser Arbeit wurde das OsseoSpeed™-Implantatsystem der Fa. ASTRA TECH Dental verwendet (Abb. 4.2). Dieses bietet Implantate in 5 verschiedenen Durchmessern (3.0 mm – 5.0 mm), sowie zwei Geometrien (Zylinderförmig und partiell konisch). Es handelt sich um ein so genanntes Bonelevel-Implantat, d.h. die Implantatschulter kommt bei korrekter Insertion auf Knochenniveau zu liegen. Die Implantat/Abutmentverbindung ist als Innenkonus mit apikaler hexagonaler Rotationssicherung gestaltet. Neben verschraubbaren Implantataufbauten aus einer Titanlegierung ist ebenfalls ein vollkeramisches Abutment (ZirDesign™, ASTRA TECH) aus einer Zirkoniumdioxidkeramik (Y-TZP) verfügbar (s. Abb. 4.3). Mit Ausnahme des durchmesserreduzierten Implantates (3.0 mm) ist das ZirDesign™ Abutment für alle Implantatgrößen mit unterschiedlichen Gingivahöhen erhältlich und kann als gerade oder angulierte Variante eingesetzt werden. Der Angulationswinkel beträgt 20°. Das Abutment ist bezüglich Gesamthöhe, Schulterhöhe und Durchmesser überkonturiert, um eine Anpassung an individuelle klinische Gegebenheiten wie Implantatposition oder Gingivaverlauf zu ermöglichen. Die Individualisierung wird durch den Zahntechniker anhand des Meistermodells mit rotierenden Instrumenten (Laborturbine) unter Wasserkühlung vorgenommen.

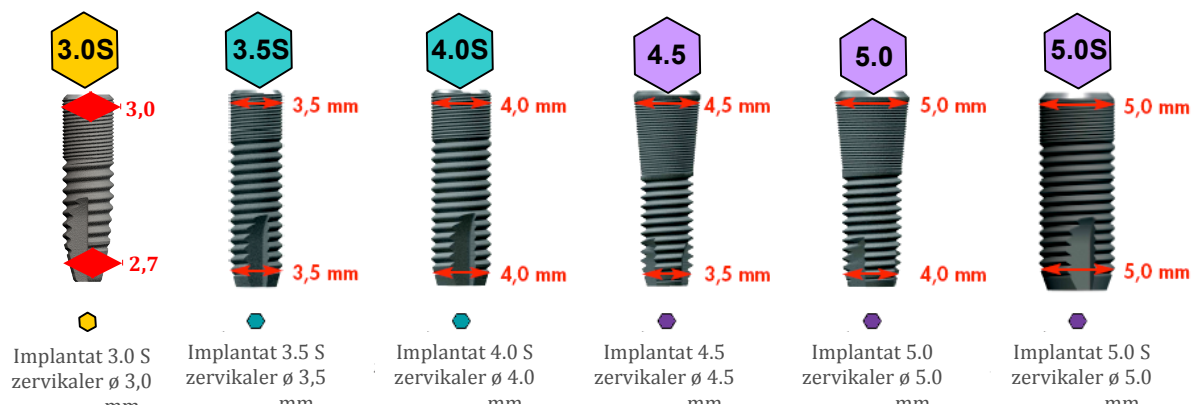
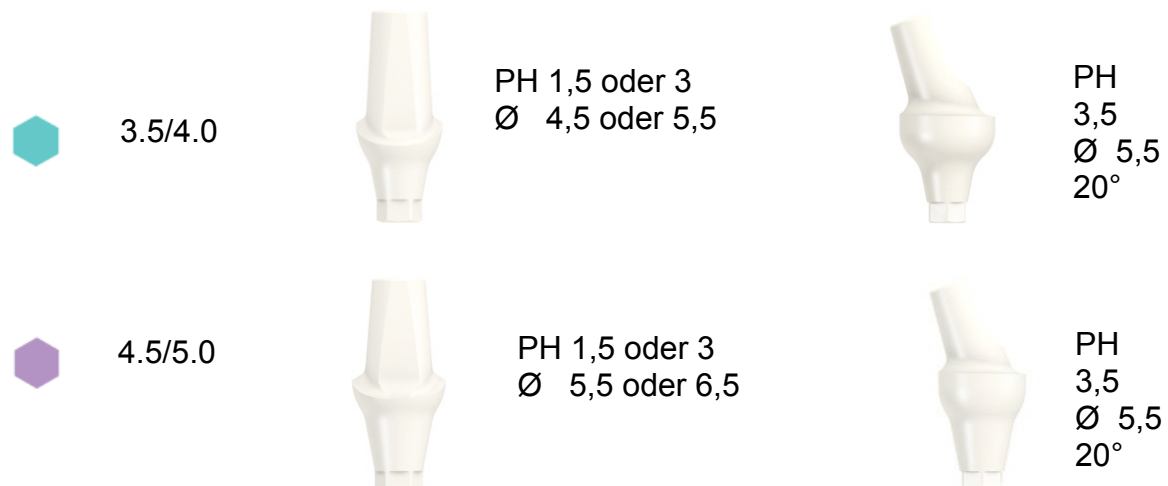


Abb. 4.2:

Überblick über das OsseoSpeed™-Implantatsystem (23).

**Abb. 4.3:**

Überblick über die verfügbaren Durchmesser, Angulationen und Gingivahöhen des ZirDesign™-Abutments (23).

4.4 Herstellung der Probekörper

4.4.1 Herstellen der Ausgangsmodelle

Zur Herstellung der Patienten-Ausgangsmodelle wurde ein OK-Replikamodell (KaVo GmbH, Leutkirchen, Deutschland) verwendet.

Für die Hybridbrückensituationen (Gruppen 5-8) wurden aus diesem die Zähne 11 und 21 entfernt. Die „Alveole 11“ wurde mit Wachs verschlossen. Die Präparation des Kunststoffzahnes 12 erfolgte mit Hilfe eines Parallel-Fräsgerätes (F1, Degussa-Dental AG, Hanau, Deutschland). Die Hohlkehlnpräparation mit 2° Konizität wurde mit 2 Diamanten (998 021 F, 988 021 SC, NTI-Kahla, Kahla, Deutschland) ausgeführt. Bei der Präparationsgrenze wurde darauf geachtet, dass sie 1 mm unter die simulierte Gingiva verlief.

Aus Gründen der Rationalisierung und Standardisierung des Probekörperherstellungsprozesses wurde für die Einzelzahnsituationen (Gruppen 1-4) später auf die Patientenmodelle der Hybridbrücken (Gruppe 5-8) zurückgegriffen.

Das Doublieren des Replika-Modelles erfolgte mit Adisil® blau 9:1 (Siladent Dr.Böhme & Schöps GmbH, Goslar, Deutschland). Nach dem Abbinden des Silikons und Entspannen mit Waxit (Degudent, Hanau-Wolfgang, Deutschland) wurden 2 Modelle aus Gips (Die-Stone, Heraeus Kulzer GmbH, Hanau, Deutschland) hergestellt.

Die leeren „Alveolen“ regio 21 der Gipsmodelle wurde zur Aufnahme von Implantaten mit einer Gipsfräse erweitert. Zur Herstellung der Patientenmodelle der Gruppen 1, 2, 5 und 6 wurde ein Implantat (Durchmesser: 4.5 mm, Länge: 13 mm; OsseoSpeed™, ASTRA TECH) mit Kunststoff (Pro Base clear®; Ivoclar Vivadent, Ellwangen, Deutschland) so fixiert, dass die Positionierung einer prothetisch „optimalen“ Lage entsprach und die Verwendung eines geraden Abutments ermöglicht wurde. Die Position der Implantatschulter wurde 3 mm subgingival gewählt.

Das zweite Modell diente zur Herstellung der Patientenmodelle für die Gruppen 3, 4, 7 und 8. Hier erfolgte die Positionierung des Implantates (Durchmesser: 4.5 mm, Länge: 13 mm; OsseoSpeed™, ASTRA TECH) in einer nach anterior inklinierten Achse, um eine klinische Situation mit prothetisch ungünstiger Implantatneigung zu simulieren. Diese ungünstige Implantatposition sollte später durch abgewinkelte Abutments kompensiert werden. Die labiale Implantatschulter befand sich wiederum drei Millimeter subgingival (s. Abb. 4.4).

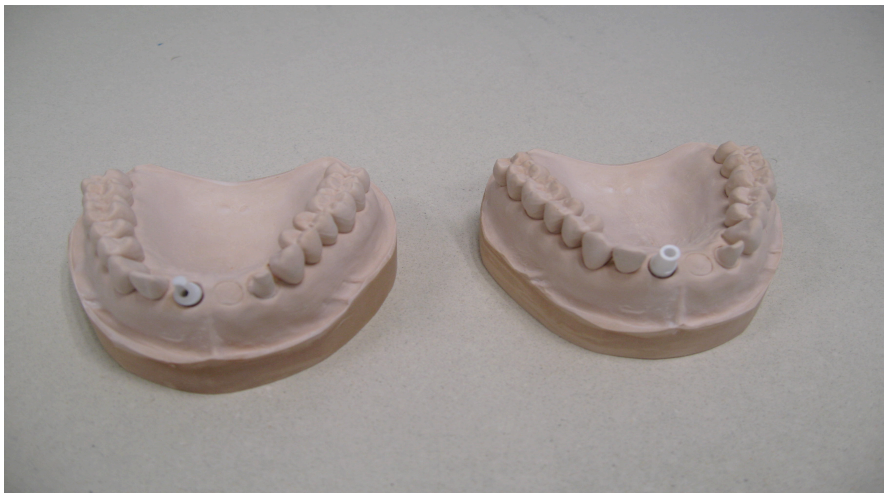


Abb. 4.4 :

Ausgangssituation vor Individualisierung der Abutments.

4.4.2 Individualisierung der Abutments

Zur Individualisierung der Abutments wurden ausschließlich die Modelle der Hybridbrücken-Situation herangezogen. Für die Gruppen der Einzelkronen-Situation wurden die Abutments nach gleichen Richtlinien präpariert.

Nach dem Festlegen der späteren Einschubrichtung der zahn-/implantatgetragenen Brücken auf geraden als auch auf abgewinkelten Abutments im Parallelfräsggerät (F3 ERGO®; Degudent) wurde die jeweilige Situation mittels Sockeltisch festgehalten. Die Abutments

wurden durch Abformpfosten ersetzt, welche im Parallelfräsgesetz fixiert wurden. Nach dem Lösen von den Modellen wurden die Abformpfosten jeweils mit einem Laborimplantat (Implant Replica 4.5/5.0; ASTRA TECH) verbunden. Ein Sockelformer wurde mit Superhartgips (Die Stone®; Heraeus Kulzer) ausgegossen. In den noch flüssigen Gips wurde nun das Laborimplantat abgesenkt. Zur zusätzlichen Stabilisierung wurde das obere Drittel des Laborimplantates in Frässtumpfmessing (Degudent) gefasst. Dieses wurde um das Laborimplantat so geformt, dass die später zur standardisierten Individualisierung angefertigten Silikonschlüssel eindeutig zuzuordnen waren.

So entstanden 2 Frässockel, einen für die Gruppen (1,2,5,6) mit geraden Abutments und einen für die Gruppen (3,4,7,8) mit abgewinkelten Abutments.

Mit Hilfe dieser Frässockel konnten nun die Individualisierung der Abutments standardisiert ausgeführt werden. Die endgültige Geometrie wurde durch die Situation der Patientenmodelle vorgegeben, wobei es Ziel war, den Verlauf der Präparationsgrenzen leicht subgingival zu legen und durch zirkuläre und palatinale Präparation ausreichend dem Platzbedarf vollkeramischer Restaurationen gerecht zu werden.

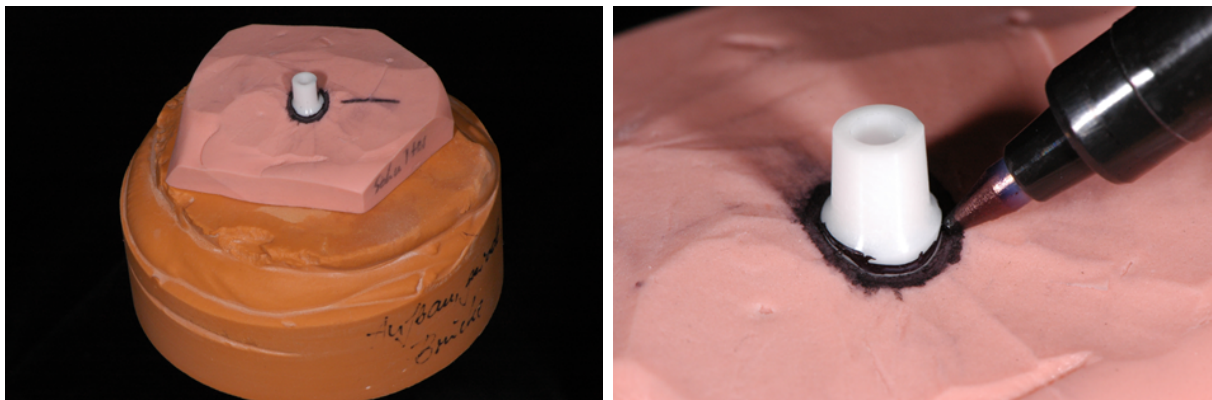


Abb. 4.5 :

Frässockel mit Silikonschlüssel zur Individualisierung der Abutmentschulter eines geraden Abutments (links). Mit Hilfe des Schlüssels ließ sich der gewünschte Verlauf der Präparationsgrenze farblich markieren (rechts).

Im Rahmen des standardisierten Vorgehens wurden 4 Silikonschlüssel angefertigt, jeweils zwei für die Präparationsgrenzen und zwei für die Längen der Abutments (s. Abb. 4.5). Für die labiale und palatinale Reduktion wurden Schleifkappchen aus dem Modellierkunststoff Pattern Resin® (GC America, IL, USA) hergestellt. Das Beschleifen der Abutments erfolgte mit einer wassergekühlten Turbine (TDS 890; bien air, Biel, Schweiz) im Parallelfräsgesetz (C.K. Telemaster Mill; C.Hafner, Pforzheim, Deutschland), wobei auf eine permanente und ausreichende Wasserkühlung geachtet wurde (s. Abb. 4.6). Als Schleifkörper kamen IMAGO®Grind Diamanten (Nr.0.44.01A40; Steco-System-Technik, Hamburg, Deutschland)

mit 2° Konizität und 40 µm Körnung zum Einsatz. Zum Abschluß wurden Unebenheiten mit einem Keramikpolierer (Nr.9690.104.260; Gebr. Brasseler, Lemgo, Deutschland) beseitigt. Der exakte Umfang der Individualisierung, sowie die endgültige Abutmentgeometrie ist in Abbildung 4.7 dargestellt.

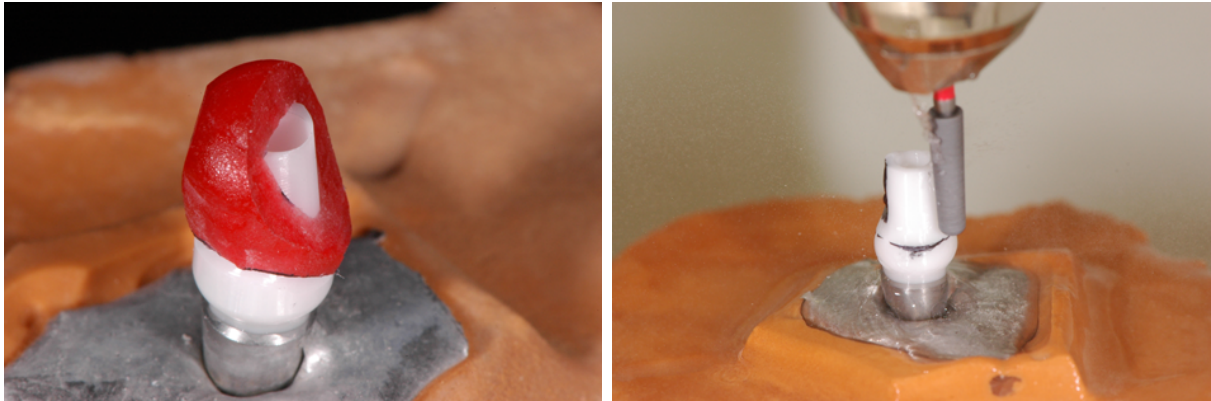


Abb. 4.6:

Kunststoffschlüssel zur standardisierten vestibulären Individualisierung (links). Das Individualisieren der Abutments erfolgte mit einer Laborturbine unter ständiger Wasserkühlung (rechts).

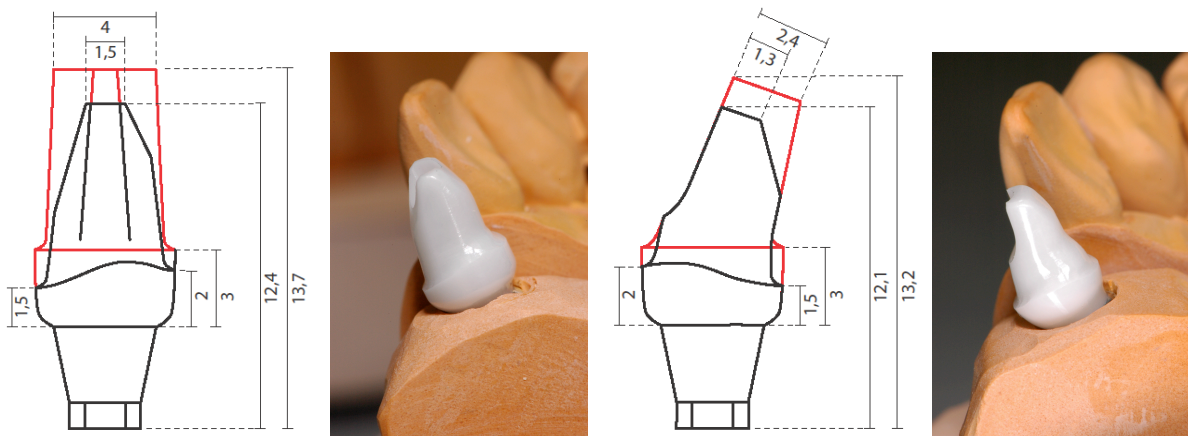


Abb. 4.7:

Darstellung des Ausmaßes der Individualisierung in den Gruppen mit geraden (links) und angulierten (rechts) Aufbauten.

4.4.3 Herstellung von Metallanaloga des Zahnes 12 mit künstlichem Parodontium

Für die Probekörper zur Aufnahme von zahn-/implantatgetragenen Brücken (Gruppen 5 - 8) musste der zuvor präparierte Zahn 12 (siehe 4.4.1) 32 mal in identischer Form aus einem Nichtedelmetall hergestellt werden. Dazu wurde der präparierte Zahn 12 aus dem Replika-

Modell entfernt. Um eine anatomische Wurzelform zu erhalten wurde der Kunststoffzahn so beschliffen, dass eine Wurzellänge von 12,5 mm, gemessen von der angedeuteten Schmelz-Zement-Grenze, erreicht wurde (124).

Aus Silikon (Adisil blau[®]) wurde eine Hohlform hergestellt, die mit flüssigem Modellierwachs ausgegossen wurde. Die so hergestellten Zahnanaloga aus Wachs konnten nach dem Anstiften mit einem Wachsdraht in einer Guss-Muffel eingebettet werden (Star-Vest, Weber-Dental, Stuttgart, Deutschland). Nach einer Wartezeit von 2 Stunden wurde die Muffel auf 900° C aufgeheizt (Steigrate 4°C/min). Nach einer ersten Haltestufe bei 300°C für 70 min und einer zweiten Haltestufe bei 600°C für 50 min wurden die Zahnanaloga bei 1450°C aus der Legierung Remanium 2000[®] (Dentaurum J. P. Winkelstroeter KG, Ispringen, Deutschland) gegossen (s. Abb. 4.8). Nach dem Ausbetten und Abtrennen des Gusskanals wurden die Gussobjekte mit Aluminiumoxid-Pulver und einem Druck von 3 bar abgestrahlt. Dabei wurde auf eine Schonung der Präparationsgrenze geachtet.



Abb. 4.8:

3 von 32 Zahnanaloga aus CoCrMo-Legierung.

Um ein künstliches Parodontium zur Simulation der physiologischen Pfeilerbeweglichkeit herzustellen, wurde der Wurzenanteil der Zahnanaloga mit einem elastischen Lack überzogen. Dazu wurde der Wurzelanteil bis 2,5 mm unterhalb der Präparationsgrenze in Anti-Rutsch-Lack (Wenko-Wenselaar, Hilden, Deutschland) getaucht. Dies wurde nach jeweils 24-stündiger Trockenzeit zweimal wiederholt.

4.4.4 Sockeln der Probekörper

Um die Probekörper in den Halterungen des Kausimulators und der Universalprüfmaschine fixieren zu können mussten diese mit einem Kunststoff-Sockel versehen werden.

Mittels der unter 4.4.1 genannten Doublrierformen und der dort beschriebenen Technik wurden erneut zwei Ur-Modelle aus Gips mit eingebetteten Implantaten regio 11 für die Situationen mir geradem und mit abgewinkelten Abutment hergestellt.

Bei beiden Modellen wurde der für die Probekörperherstellung relevante Bereich regio 11 - 22 mit einem Trimmer so vom Gesamtmodell separiert, dass ein Gipsquader (Kantenlänge 30 mm x 16 mm x 20 mm) entstand.

Zur Kompensation der Kunststoffschumpfung und der damit verbundenen unvorhersagbaren Dimensionsänderungen erfolgte die Sockelung der Probekörper in 2 Schritten. Hierzu mussten jeweils zwei Silikonformen für die beiden Probekörpervarianten mit geradem und abgewinkeltem Abutment hergestellt werden, eine Primär-Doublrierform und eine Form zur Herstellung von Sockelrohlingen.

Zunächst wurde ein Abformpfosten in den Implantaten verschraubt. Anschließend wurden zwei Primär-Doublrierformen (gerade und abgewinkelte Situation) aus Adisil blau[®] hergestellt, wobei auf eine freie Zugänglichkeit der Halteschrauben der Abformpfosten an der Unterseite geachtet wurde. Nach dem Lösen der Halteschrauben konnten die Gipsquader entfernt werden. Dann wurde ein neuer Abformpfosten in den Implantaten der Gipsmodelle platziert. Im nächsten Schritt wurden die Abformpfosten und die abgeformten Anteile des Zahnes 12 mit Rosa Wachs abgedeckt und erneut zwei Doublrierformen hergestellt. Diese konnten nun dem Kaltpolymerisat Palapress-vario[®] (Heraeus Kulzer) in einem Verhältnis Pulver / Flüssigkeit = 10 / 7 ausgegossen werden. Auspolymerisiert wurde der Kunststoff in einem mit Wasser (55° C) gefüllten Drucktopf mit 2 bar Druck für 30 Minuten. So entstanden Kunststoffquader mit Aussparungen im Bereich der einzubettenden Implantate bzw. Zahnanaloga. Nach dem Aushärten wurden diese Kunststoffquader den Doublrierformen entnommen und je nach gerader bzw. abgewinkelter Situation gekennzeichnet. Die Aussparungen wurde auf einen Durchmesser von 12 mm erweitert (Akku-Bohrer; Fein-Werkzeuge, Schwäbisch Gmünd-Bargau, Deutschland), um später jeweils ein Implantat und ein Zahnanalog aufzunehmen. Von beiden Quadern wurden Doublrierformen hergestellt, mit deren Hilfe die Anfertigung von zwei mal 16 Sockelrohlingen (gerades und abgewinkeltes Abutment) erfolgte, die wiederum formschlüssig in die Primär-Doublrierformen passten.

Die Herstellung der Probekörper erfolgte mit den Primär-Doublrierformen. Hierzu wurde jeweils ein Implantat mit Hilfe des integrierten Abformpfosten und ein Zahnanalog mit künstlichen Parodontium in der entsprechenden Negativform fixiert. Anschließend konnten die vorbereiteten Sockelrohlinge in der Primär-Doublrierform platziert und die Aussparungen mit dem Kaltpolymerisat Palapress-vario[®] aufgefüllt werden (s. Abb. 4.9 und 4.10).

Auspolymerisiert wurde wieder in einem mit Wasser (55°C) gefüllten Drucktopf bei 2 bar Druck für 30 Minuten.

Nach dem Aushärten und der Entnahme der fertigen Sockel aus der Doublierform wurden die Abutments auf den Implantaten befestigt. Die Halteschrauben wurden vorerst fingerfest angezogen (s. Abb. 4.11 und 4.12).

Für die Einzelzahn-Situation wurde bis auf die Verwendung des CroCoMo-Zahnes 12 analog verfahren.

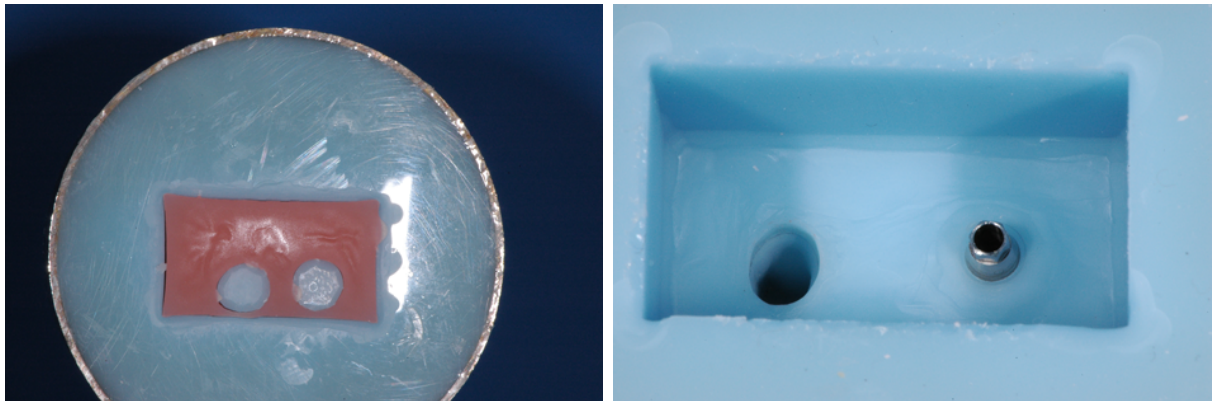


Abb. 4.9:

Ausgegossene Silikonform zur Herstellung der Kunststoffsockelrohlinge (links) und Silikonform zur Herstellung der definitiven Probekörper mit integrierten Abformpfosten (rechts).

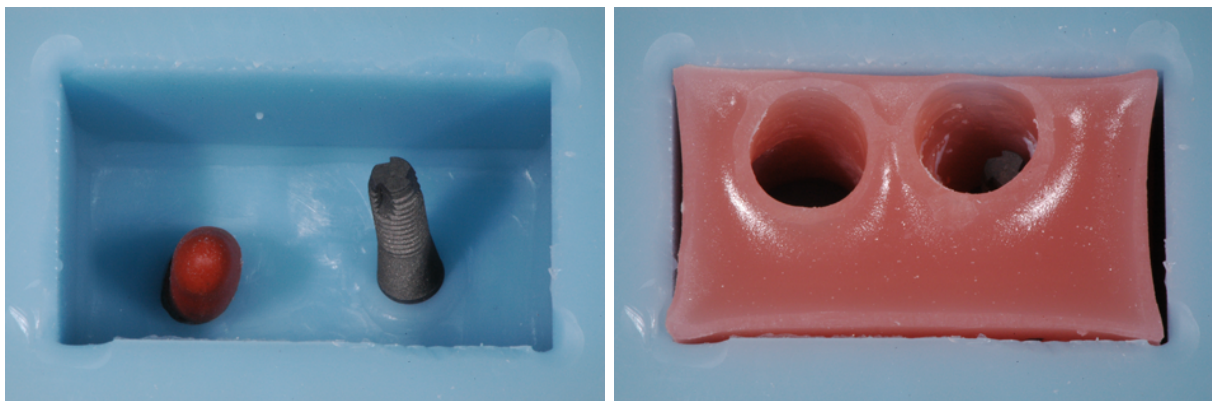
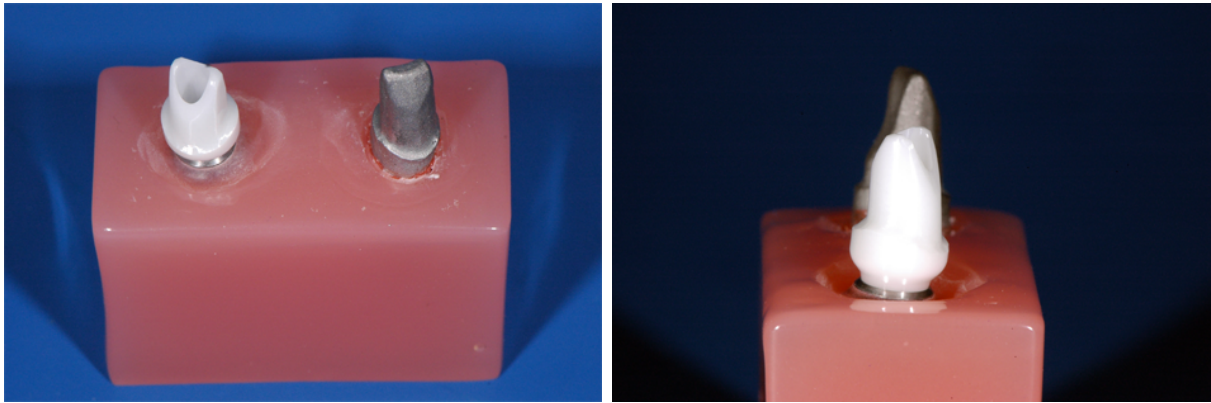
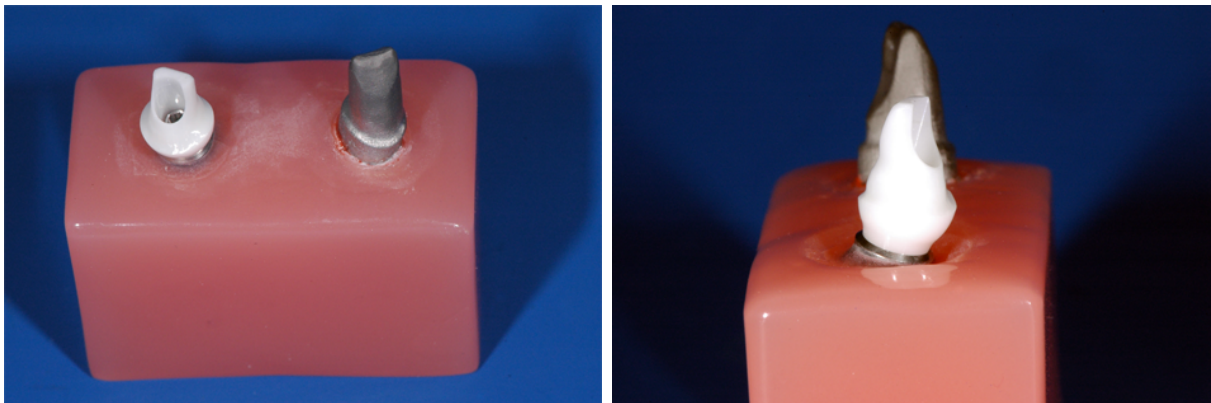


Abb. 4.10:

Silikonform mit aufgeschraubtem Implantat und platziertem Zahnanalog mit künstlichem Parodontium (links), sowie eingesetzter Kunststoffsockelrohling (rechts). Deutlich ist die starke Schrumpfung des Kunststoffes im Randbereich der Hohlform zu erkennen. Um diese zu minimieren wurden die Aussparungen und die dadurch notwendige Kunststoffmenge zur Fixierung von Implantat und Zahnanalog so klein wie möglich gehalten.

**Abb. 4.11:**

Aufsicht (links) und Seitenansicht (rechts) eines Probekörpers zur Aufnahme einer zahn-/implantatgetragenen Brücke mit einem geraden Abutment.

**Abb. 4.12:**

Aufsicht (links) und Seitenansicht (rechts) eines Probekörpers zur Aufnahme einer zahn-/implantatgetragenen Brücke mit einem abgewinkelten Abutment.

4.4.5 Herstellung der Suprakonstruktionen

Mittels der unter 4.4.1 genannten Doublrierformen und der dort beschriebenen Technik wurden erneut zwei Ur-Modelle aus Gips mit eingebetteten Implantaten regio 11 für die Situationen mit geradem und mit abgewinkelten Abutment hergestellt. Aus diesen Modellen wurden dann gesägte Meistermodelle (Pindex[®], Coltène Whaledent, Konstanz, Deutschland) angefertigt (s. Abb. 4.13). Als Modellmaterial diente ein kunststoffstabilisierter Typ IV Superhartgips (Everest-Rock[®], KaVo), der zur Herstellung von Scan-Modellen für die optische Digitalisierung verwendet werden kann.

Auf diesen Sägemodellen wurde mit Hilfe eines Silikonschlüssels jeweils eine vollanatomische Brücke aus Everest-Scan-Wax[®] (KaVo) modelliert, die der Form der

Zahnkronen der KaVo-Ausgangsmodelle entsprachen (s. Abb. 4.14). Auch die Modellation der Einzelkronen erfolgte auf diesen Sägemodellen (s. Abb. 4.15).



Abb. 4.13:

Gesägte Meistermodelle mit geradem Abutment (links) und mit abgewinkelttem Abutment (rechts).



Abb. 4.14:

Fertige Wachsmodellation der zahn-/implantatgetragenen Brücke auf einem geraden Abutment in der Labial- (links) und Palatinalansicht (rechts).

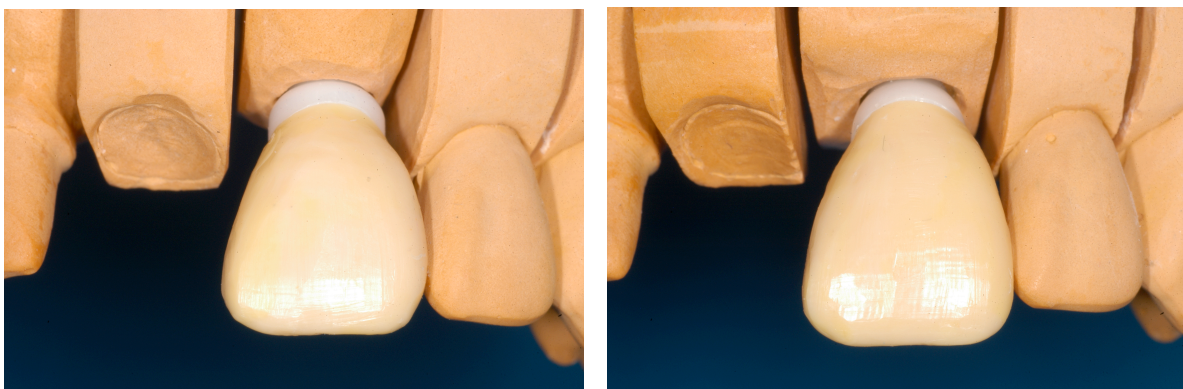


Abb. 4.15:

Fertige Wachsmodellation der implantatgetragenen Einzelkronen auf einem geraden Abutment (links) und einem abgewinkelten Abutment (rechts).

Die Brücken- und Kronenherstellung erfolgte mit dem CAD/CAM-System Everest® (KaVo). Hierzu erfolgte zunächst die Digitalisierung der Meistermodelle mit einem optischen Scanner (KaVo Everest® scan pro). Anschließend wurde ein weiterer Scan der entsprechenden Restaurationen durchgeführt. Alle Daten wurden in die systemeigene CAD-Software importiert. Der Zementspalt wurde auf 0.2 mm festgelegt, um einen späteren Ausgleich von prozessbedingten Geometriedifferenzen ausgleichen zu können. Die Scans der Wachsmodellationen dienten als Grundlage zur Fräsung von 32 Kronen und 32 Brücken aus einem ausbrennbaren Kunststoff (Everest® C-Cast, KaVo) (s. Abb. 4.16).

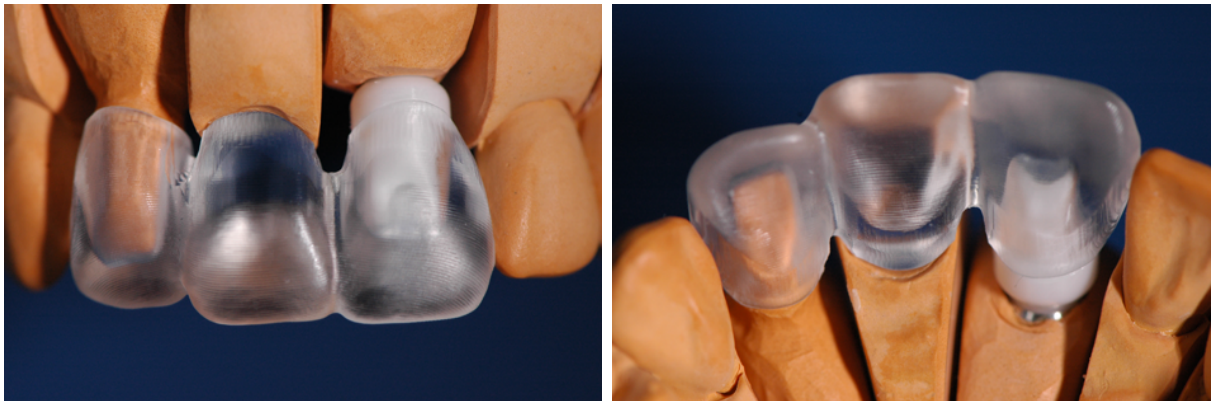


Abb. 4.16:

Zahn-/Implantatgetragene Brücke aus einem ausbrennbaren Kunststoff in der Labial- (links) und Palatinalansicht (rechts).

Diese wurden mit einem lichthärtenden Modellierkunststoff (Visio™ -Form, 3M ESPE AG, Seefeld, Germany) auf den individuellen Testmodellen (s. 4.4.4) unterfüttert, um eventuelle kleine Unterschiede der einzelnen Modelle (Zahnanaloga und individualisierte Abutments) auszugleichen. Die Kronenränder die zuvor an den Kunststoff-Kronen um ca. 1 mm gekürzt wurden, konnten jetzt mit Cervicalwachs (Yeti, Engen, Deutschland) der Präparationsgrenze angepasst werden. Diese Kunststoffbrücken wurden an einen Wachsdraht angestiftet und einzeln in einer Muffel positioniert. Eingebettet wurde mit der Speed-Einbettmasse Magma NE® (Intervest, Riedenburger, Deutschland). Nach 20 min. wurde die Muffel für eine Stunde bei 900° aufgeheizt. Gegossen wurde mit der CrCoMo-Legierung Remanium GM 800 plus® (Dentaurum J. P. Winkelstroeter KG). Der Guß erfolgte nach dem Schnellgussverfahren mit der Vakuum-Druckguß-Anlage „Kombi-Labor“ (Haereus-Kulzer). Nach dem Abkühlen der Muffel wurde die Brücke ausgebettet und im Punktstrahlgerät P-G 400 (Hanisch&Ried, Winterbach, Deutschland) mit 150 µm Aluminiumoxid-Pulver bei 3 bar abgestrahlt. Nach dem

Abtrennen des Gußkanales wurden die Restaurationen aufgepasst und abschließend mit 50µm Aluminiumoxid bei 2 bar glanzgestrahlt.

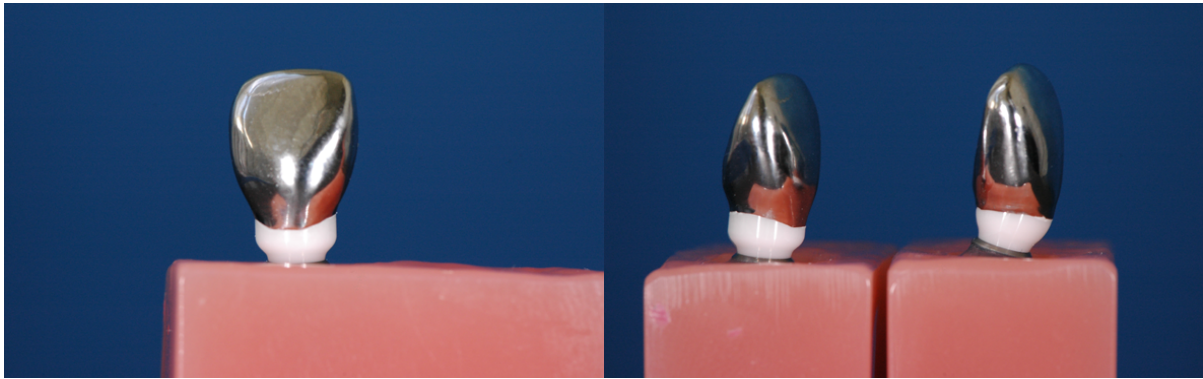
4.4.6 Zementieren der Hybrid-Brücken und Einzelkronen

Vor Fixierung wurden die Abutments mit Alkohol (Isopropanol 70%) und die Implantat/Abutmentverbindungen mit Druckluft gereinigt. Anschließend erfolgte die Positionierung des Abutments und das Fixieren der Halteschraube mit einem Drehmoment von 25 Ncm (nach Herstellerangaben) mit Hilfe eines chirurgischen Motors (INTRAsurg 300®;KaVo). Für einen erleichterten späteren Zugang zur Halteschraube wurden die Schraubenkanäle mit warmer plastischer Guttapercha (BeeFill®; VDW, München, Deutschland) gefüllt. Die CoCrMo-Zahnanaloga und die Restaurationen wurden mit Isopropanol 70% gereinigt, entfettet und mit Druckluft getrocknet. Der Glasionomerezement Ketac™ Cem (3M ESPE AG) wurde nach 8 sec. Aktivierung automatisch (Rotomix™; 3M ESPE AG) angemischt und danach direkt in die Brücken bzw. Kronen eingebracht. Nach gleichmäßigem Verteilen des Zementes mit einem Heidemann-Spatel wurden die Brücken bzw. Kronen zementiert und für 5 min. mit Daumendruck fixiert. Die Zement-Überschüsse wurden nach 15 min mit einem Heidemann-Spatel beseitigt. Die weitere Lagerung der Probekörper erfolgte in isotonischer Kochsalzlösung (s. Abb. 4.17 und 4.18).



Abb. 4.17:

Frontalansicht (links) und Lateralansicht (rechts) der fertigen Probekörper mit zementierter zahn-/implantatgetragener Brücke.

**Abb. 4.18:**

Frontalansicht eines fertigen Probekörper mit zementierter Einzelkrone und geradem Abutment (links) und Lateralansicht mit jeweils einem geraden und einem abgewinkelten Abutment (rechts).

4.5 Alterungssimulation (Thermowechselast / Mechanische Wechselast)

Die Gruppen 3,4,7 und 8 wurden einer Alterungssimulation unterzogen. Diese bestand aus einer gleichzeitigen mechanischen und thermischen Wechselast im Kausimulator (SD Mechatronic GmbH, Feldkirchen-Westerhan, Deutschland). Die Probekörper in den Kronengruppen wurden so eingespannt, dass sie 2 mm unterhalb der Schneidekante in einem Winkel von 30° zur Kronennachse mit einem Stahlstempel (Durchmesser 4 mm) belastet werden konnten. Bei den Brücken-Probekörpern wurde das Brücken-Zwischenglied belastet. Zur gleichzeitigen Thermowechselast wurden die Probekörper im feuchten Milieu gelagert (Aqua dest.), wobei 10.000 Zyklen bei wechselnden Wassertemperatur von 5°C und 55°C mit einer Verweildauer von jeweils 30 Sekunden ausgeführt wurden. Die Wechselzeit betrug 5 Sekunden, sodass eine absolute Zeit für einen kompletten Zyklus 70 Sekunden betrug (s. Tab. 4.2).

Zyklen	1,2 Mio
Hubhöhe	3 mm
Absenkgeschwindigkeit	10 mm/s
Hubgeschwindigkeit	70 mm/s
Gewicht	50 N
Endposition	oben

Tab. 4.2:

Parameter der mechanischen Alterungssimulation.

4.6 Statischer Bruchversuch

Alle Prüfkörper der 8 Gruppen wurden einem statischen Bruchversuch unterzogen. Hierzu wurden die Proben im Probenhalter der Universalprüfmaschine Zwick/Roell Z020 (Zwick GmbH, Ulm, Deutschland) unverschiebbar fixiert und mit einem sphärischen Stahlstempel (Durchmesser 4 mm) in einem Winkel von 30° zur Zahnachse, bei einem Vorschub von 0,5 mm/s und einer Vorkraft von 20 N belastet. Der Kraftangriffspunkt lag bei den Einzelkronen palatinal 2 mm unter der Schneidekante, bei den Brücken erfolgte die Krafteinleitung palatinal 2 mm unterhalb der Schneidekante des Zwischengliedes (s. Abb. 4.19). Zur Vermeidung von punktförmigen Kraftspitzen wurde zwischen Prüfstempel und Prüfkörper eine 0,5 mm dicke Thermoplastfolie Duran® (Scheu-Dental, Iserlohn, Deutschland) eingelegt. Die Bruchabschaltswelle lag bei 30 % Kraftabfall. Der Kraft- und Wegverlauf wurde in einem Diagramm aufgezeichnet.

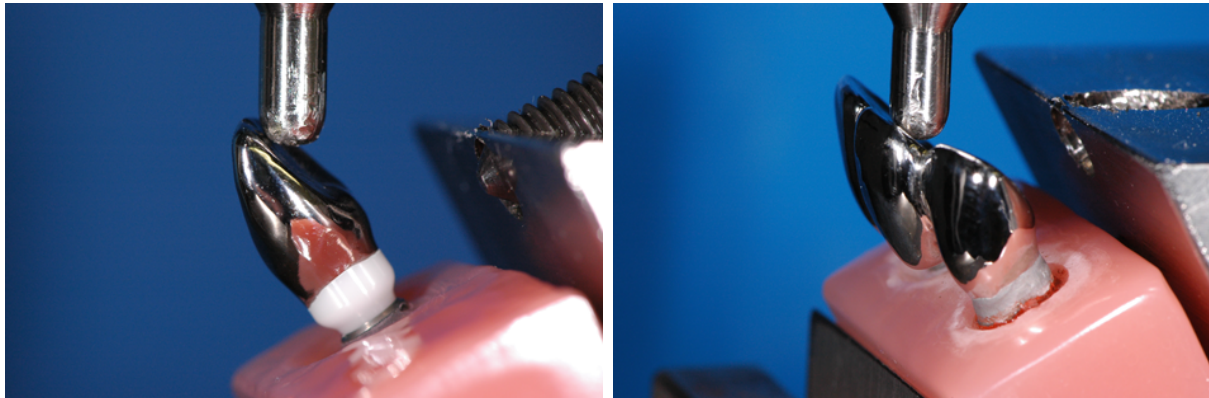


Abb. 4.19:

Probekörper mit Einzelkrone (links) und mit zahn-/implantatgetragener Brücke (rechts) in der Versuchsanordnung zur Durchführung des statischen Bruchtests.

4.7 Vorbereitung zur Untersuchung der Bruchmodi

Nach dem statischen Bruchversuch wurden alle Probekörper bezüglich des Verlaufes der Bruchlinien untersucht. Hierzu wurden die Brückenpfeiler 21 und Einzelkronen 21 mit einer Labor-Trennscheibe geschlitzt und konnten darauf von den Abutments entfernt werden. Anschließend wurde die Guttapercha aus dem Schraubenkanal der Abutments entfernt und die Halteschraube gelöst. Die Bruchverläufe wurden in einem standardisierten Abutmentschema skizziert.

4.8 Statistische Auswertung

Die Bruchversuche wurden mit Hilfe des Statistikprogramm SPSS für Windows, Version 17.0 (SPSS Software GmbH, München, Deutschland) statistisch ausgewertet. Im Rahmen dieser Arbeit kamen vorwiegend nicht-parametrische Tests zur Anwendung. Nichtparametrische Tests sind etwas schwächer im Finden von Signifikanz als parametrische Tests. Ihre „Power“ („Power“ heißt: die Wahrscheinlichkeit, signifikante Testergebnisse zu erhalten) ist etwas niedriger, allerdings nur geringfügig.

Der Vorteil nicht-parametrischer Tests ist, dass ihnen im Gegensatz zu parametrischen Tests nicht die Annahme zugrunde liegt, die zu untersuchenden Werte seien normalverteilt. Somit ist man hier mit nicht-parametrischen Tests auf der sicheren Seite.

Parametrische varianzanalytische Verfahren wie der auch verwendete T-Test setzen zwar die Normalität der zu untersuchenden Variablen voraus, sind andererseits aber robust gegenüber Abweichungen von der Normalität.

Tests auf Korrelation als Maß des linearen Zusammenhangs wie der Pearson-Korrelationskoeffizient haben keine Voraussetzungen bezüglich Normalität. Erst der Test der Signifikanz setzt eine Normalverteilung voraus.

Vor allem sind nichtparametrische Tests wie der Wilcoxon- oder der Mann-Whitney-U-Test benutzt worden.

Sowohl Mann-Whitney als auch Wilcoxon bauten ihre Tests auf einen Vergleich der Rangreihen der Fälle nach der zu untersuchenden Variablen.

Zum Mann-Whitney-U-Test ist anzumerken, dass er äquivalent ist zum Wilcoxon-Rangsummentest und dem Kruskal-Wallis-Test für zwei Gruppen. Mit dem Mann-Whitney-U-Test wird überprüft, ob zwei beprobte Grundgesamtheiten die gleiche Lage besitzen. Die Beobachtungen aus beiden Gruppen werden kombiniert und in eine gemeinsame Reihenfolge gebracht, wobei im Falle von Rangbindungen der durchschnittliche Rang vergeben wird. Die Anzahl der Bindungen sollte im Verhältnis zur Gesamtanzahl der Beobachtungen klein sein. Wenn die Grundgesamtheiten in der Lage identisch sind, sollten die Ränge zufällig zwischen den beiden Stichproben gemischt werden. Es wird berechnet, wie oft ein Wert aus Gruppe 1 einem Wert aus Gruppe 2 und wie oft ein Wert aus Gruppe 2 einem Wert aus Gruppe 1 vorangeht. Die Mann-Whitney-U-Statistik ist die kleinere dieser beiden Zahlen. Die ebenfalls angezeigte Wilcoxon-Rangsummen-W-Statistik ist die Rangsumme der kleineren Stichprobe. Der Wilcoxon W-Test wird verwendet, um den Stichprobenmittelwert einer Fallgruppe gegen den einer anderen Fallgruppe zu testen, ohne dabei auf eine Normalverteilung der Variablen angewiesen zu sein.

Wenn beide Stichproben die gleiche Anzahl von Beobachtungen aufweisen, ist W die Rangsumme der zuerst benannten Gruppe.

Zur Darstellung der Ergebnisse fand unter anderem das Box-Plot-Diagramm Anwendung (s. Abb. 4.20). Eine Box erstreckt sich zwischen dem 25 %- Quartil und dem 75 %- Quartil und beinhaltet den mittleren Wertebereich mit 50 % der Werte. Ebenfalls dargestellt werden der Median, der Maximal- und Minimalwert, sowie Ausreißerwerte. Der Median ist der Wert, der die Verteilung in zwei Hälften gliedert, der Mittelwert stellt hingegen den allgemeinen Durchschnitt dar. Der Median deckt im Vergleich zum arithmetischen Mittel Ausreißerwerte besser auf, somit wird durch die Box-Länge die Variabilität eines Merkmals charakterisiert und durch den Median die zentrale Tendenz.

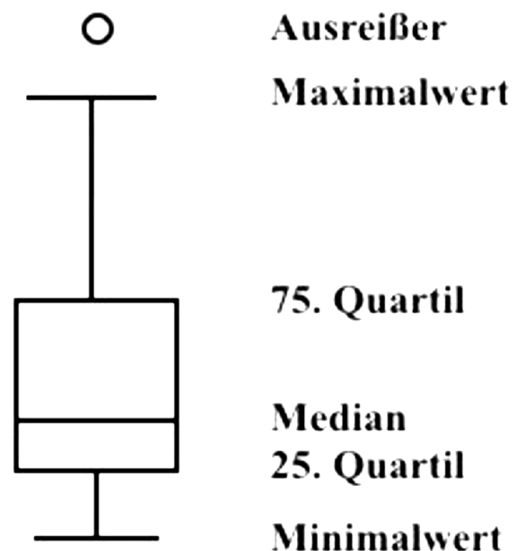


Abb. 4.20:

Box-Plot-Graphik

4.9 Rasterelektronenmikroskopische Aufnahmen

Exemplarisch wurden die Bruchflächen ausgewählter Probekörper unter Einsatz des Rasterelektronenmikroskopes (FEI Quanta™ 200) untersucht.

5. ERGEBNISSE

5.1 Analyse der Bruchlast

Ein Prüfkörper (Nr. 6 der Gruppe 4) war von der weiteren Analyse aufgrund eines Fehlers bei der Adjustierung im Kausimulator ausgeschlossen. Bei visueller Inspektion schienen alle weiteren Prüfkörper die mechanische und die thermische Alterung im künstlichen oralen Millieu überstanden zu haben.

Die Abbildungen 5.1 bis 5.8 zeigen die Originalmesskurven der Gruppen 1 bis 8. Deutlich ist der steile lineare Kraftanstieg bis zum Bruch zu erkennen. Dies ist der typische Kurvenverlauf für Werkstoffe mit hohem Elastizitätsmodul. Die etwas stärkere Auslenkung zu Beginn der Kraffteinleitung ist auf eine geringe Deformation des Kunststoffsockels der Prüfkörper zurückzuführen.

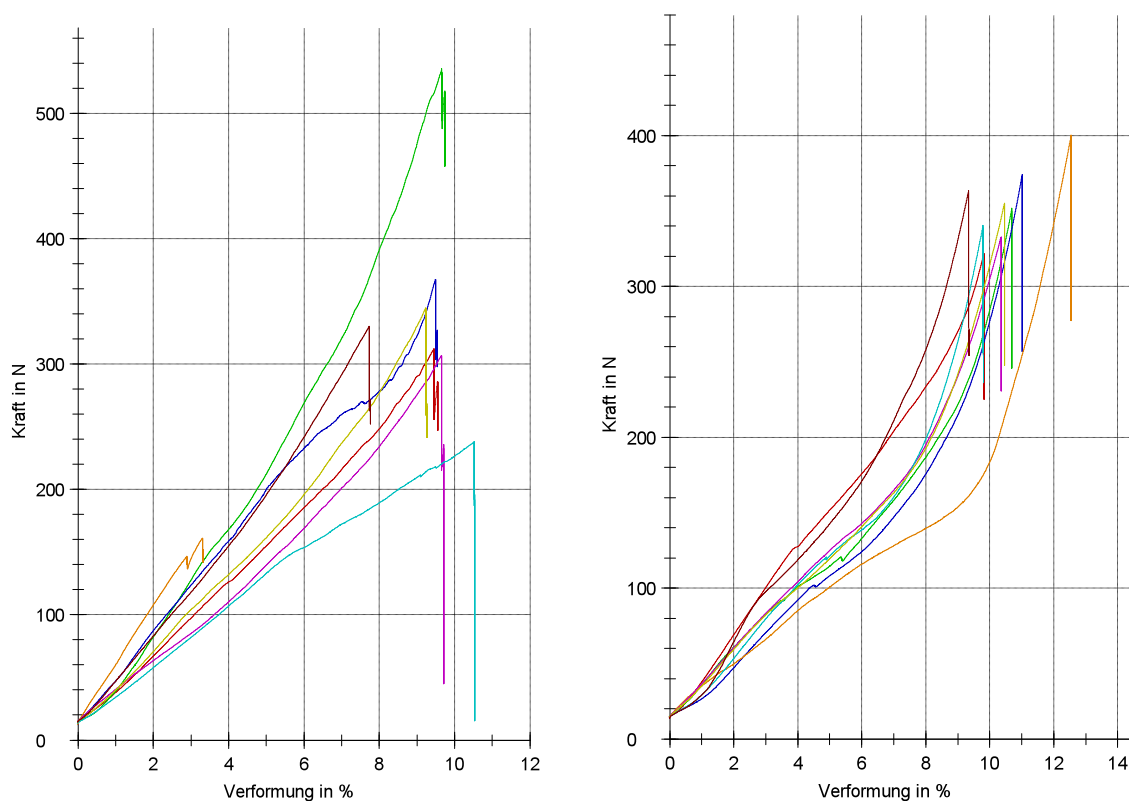


Abb.5.1 :
Kraft-Wege –Diagramm der Gruppen 1 (links) und 2 (rechts).

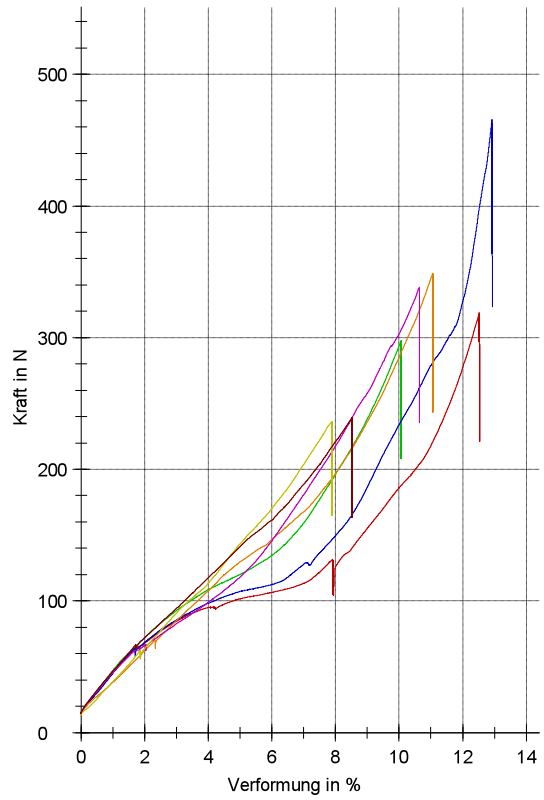
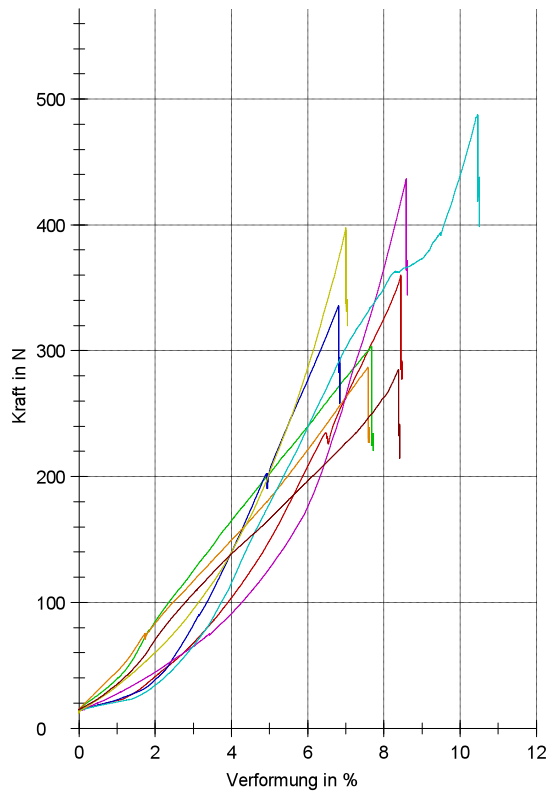


Abb. 5.2 :
Kraft-Wege-Diagramm der Gruppe 3 (links) und 4 (rechts).

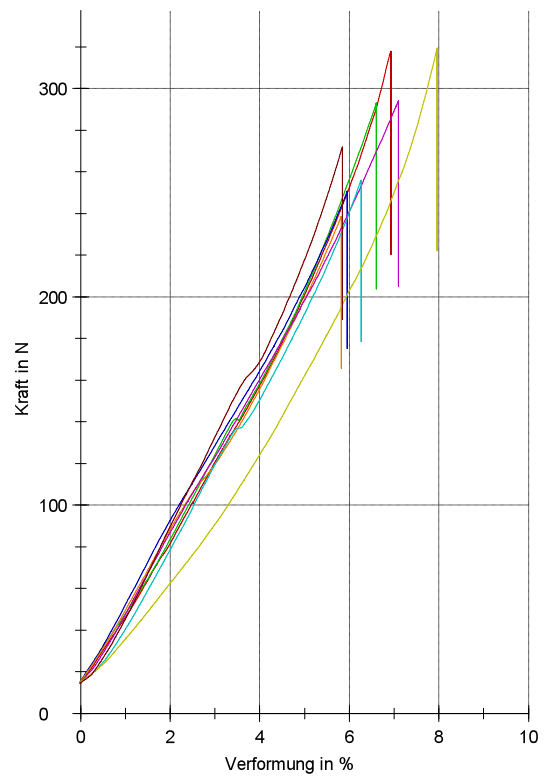
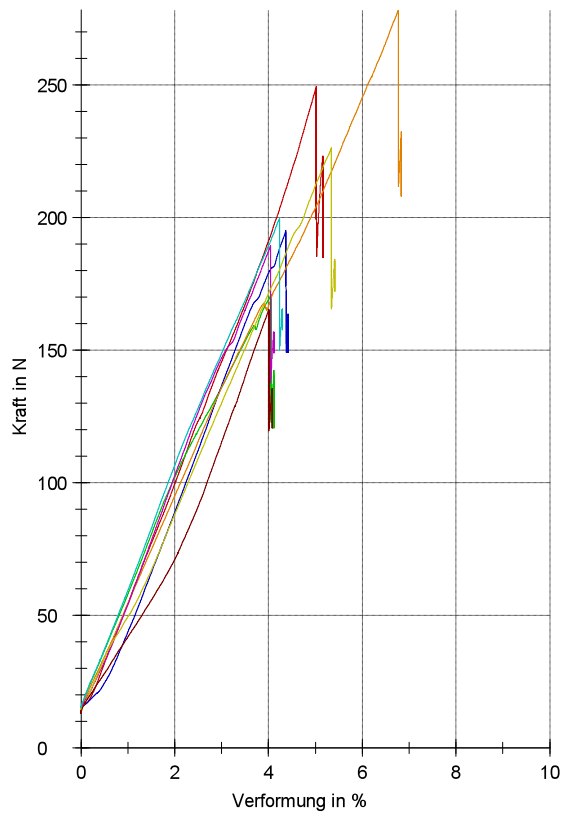


Abb. 5.3:
Kraft-Wege-Diagramm in den Gruppen 5 (links) und 6 (rechts).

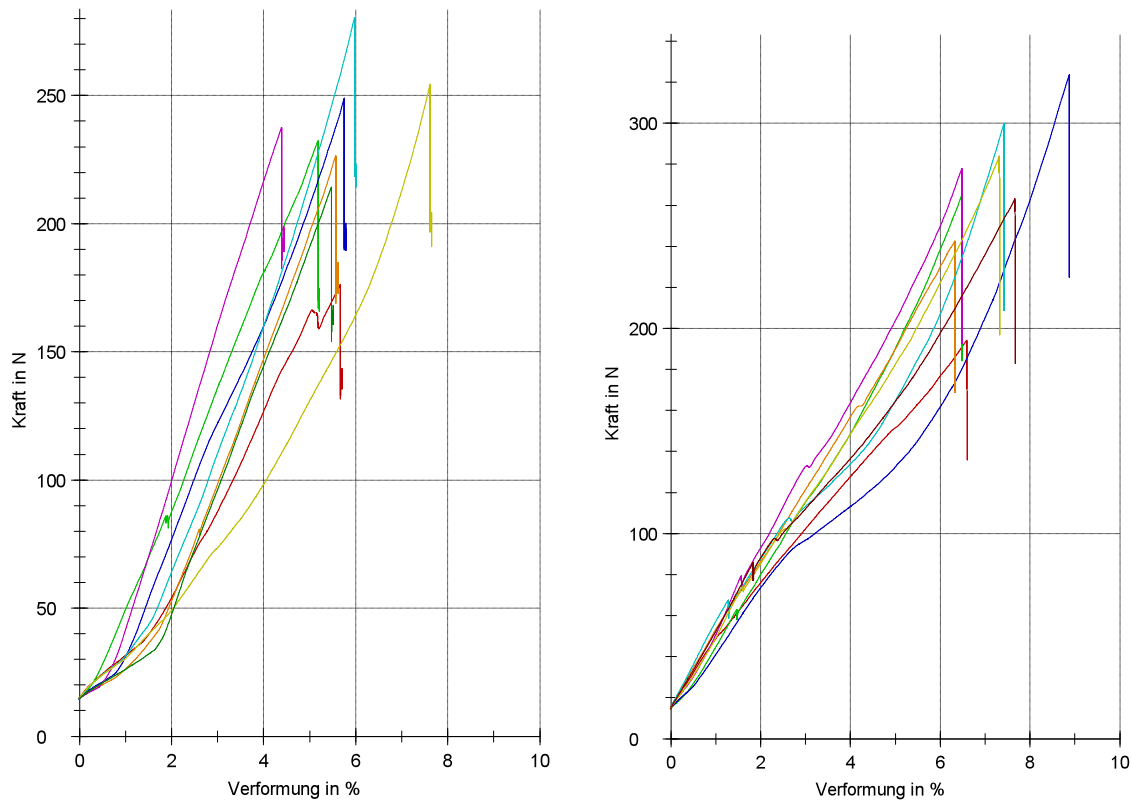


Abb. 5.4:
Kraft-Wege-Diagramm in den Gruppen 7 (links) und 8 (rechts).

5.1.1 Einzelkronen

Die Tabellen 5.1, 5.2 und die Abbildungen 5.1, 5.2 zeigen die Ergebnisse des statischen Bruchtests für die Gruppen 1 - 4. Die einzelnen Proben versagten bei Belastungen von 194 N bis 466 N. Jeder Bruch war durch ein hörbares Knacken wahrnehmbar. Die höchste durchschnittliche Bruchlast zeigte die Gruppe mit angulierten Aufbauten ohne Alterungssimulation. In der Gruppe mit geraden Aufbauten wurde nach künstlicher Alterung die niedrigste mittlere Bruchlast gemessen.

Die simulierte Alterung hatte keinen statistisch signifikanten Einfluss auf den Frakturwiderstand, unabhängig von der verwendeten Ausführung des Abutments. Restaurationen unter Verwendung angulierter Aufbauten zeigten höhere Bruchlastwerte als Restaurationen mit geraden Aufbauten, wobei dieser Unterschied nur statistisch signifikant ($p = 0.000$) war, wenn die Proben keiner thermomechanischen Wechsellast ausgesetzt wurden (Tab. 5.3).

Gruppe 1: Einzelkronen, gerades Abutment, keine Alterungssimulation								
Probe	1	2	3	4	5	6	7	8
F _{max} (N)	318	293	251	239	294	256	319	272

Gruppe 2: Einzelkronen, gerades Abutment, Alterungssimulation								
Probe	1	2	3	4	5	6	7	8
F _{max} (N)	194	265	324	243	278	300	284	263

Gruppe 3: Einzelkronen, abgewinkeltes Abutment, keine Alterungssimulation								
Probe	1	2	3	4	5	6	7	8
F _{max} (N)	322	352	374	400	333	340	355	364

Gruppe 4: Einzelkronen, abgewinkeltes Abutment, Alterungssimulation								
Probe	1	2	3	4	5	6	7	8
F _{max} (N)	319	298	466	349	338	/	236	239

Tab. 5.1:

Bruchfestigkeitswerte der einzelnen Probekörper in den Versuchsgruppen (1 – 4) mit implantatgetragenen Einzelkronen.

Gruppe	Bruchlast	SD	Median	Minimum	Maximum
1. ZirDesign™,gerade,nA	280.25	30.45	282.50	239.00	319.00
2. ZirDesign™,gerade,A	268.88	38.00	271.50	194.00	324.00
3. ZirDesign™,anguliert,nA	355.00	24.71	353.50	322.00	400.00
4. ZirDesign™,anguliert,A	320.71	78.08	319.00	236.00	466.00

nA: nicht gealtert, A: gealtert

Tab. 5.2:

Überblick über die gemessenen Bruchlastwerte aller vier Testgruppen (1 - 4) in Newton.

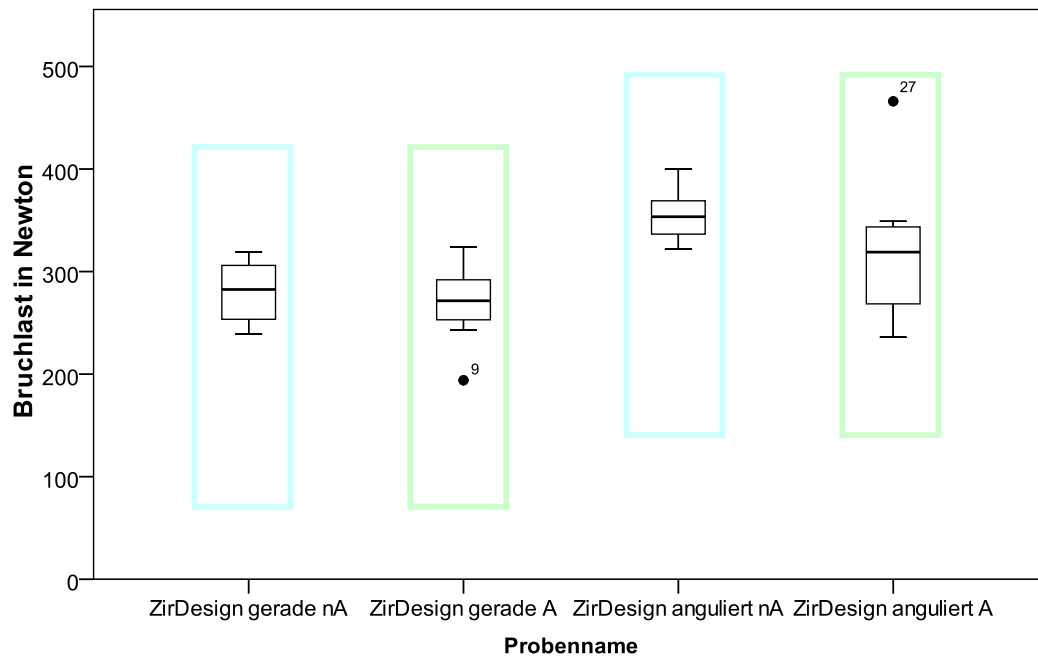


Abb. 5.5
Boxplot-Diagramm der gemessenen Bruchlastwerte aller vier Testgruppen (1 - 4).

Gruppen	2. ZirDesign,gerade,A	3. ZirDesign,abgewinkelt,nA	4. ZirDesign,abgewinkelt,A
1.ZirDesign,gerade,nA	0,798	0,000	X
2.ZirDesign,gerade,A	X	x	0,232
3. ZirDesign,abgewinkelt,nA	X	x	0,094

nA: ohne Alterungssimulation, A: mit Alterungssimulation

Tab. 5.3:
p-Werte des Mann-Whitney-Tests (Signifikanzlevel: $p \leq 0.01$) in den Gruppen mit den Einzelkronen.

5.1.2 Zahn-/Implantatgetragene Brücken

Die Tabelle 5.4, 5.5 und Abbildungen 5.3, 5.4 zeigen die Ergebnisse des statischen Bruchtests. Die einzelnen Proben versagten bei Belastungen von 161 N bis 536 N. Jeder Bruch war durch ein hörbares Knacken wahrnehmbar. Die höchste durchschnittliche Bruchlast zeigte die Gruppe mit angulierten Aufbauten nach Alterungssimulation. In der Gruppe mit geraden Aufbauten wurde ohne künstliche Alterung die niedrigste mittlere Bruchlast gemessen.

Die simulierte Alterung hatte keinen statistisch signifikanten Einfluss auf den Frakturwiderstand, unabhängig von der verwendeten Ausführung des Abutments. Restaurationen unter Verwendung angulierter Aufbauten zeigten höhere Bruchlastwerte als Restaurationen mit geraden Aufbauten, wobei dieser Unterschied statistisch signifikant war,

unabhängig davon, ob die Proben einer thermomechanischen Wechsellast ausgesetzt wurden ($p = 0.000$) oder nicht ($p = 0.021$).

Gruppe 5: Hybridbrücken, gerades Abutment, keine Alterungssimulation								
Probe	1	2	3	4	5	6	7	8
F_{\max} (N)	249	171	195	278	189	200	226	165

Gruppe 6: Hybridbrücken, gerades Abutment, Alterungssimulation								
Probe	1	2	3	4	5	6	7	8
F_{\max} (N)	176	232	249	226	238	280	254	214

Gruppe 7: Hybridbrücken, abgewinkeltes Abutment, keine Alterungssimulation								
Probe	1	2	3	4	5	6	7	8
F_{\max} (N)	312	536	368	161	307	238	345	330

Gruppe 8: Hybridbrücken, abgewinkeltes Abutment, Alterungssimulation								
Probe	1	2	3	4	5	6	7	8
F_{\max} (N)	360	304	336	287	437	487	398	285

Tab. 5.4:

Bruchfestigkeitswerte der einzelnen Probekörper in den Versuchsgruppen (5 – 8) mit zahn-/implantatgetragenen Brücken

Gruppe	Bruchlast	SD	Median	Minimum	Maximum
5. ZirDesign™,gerade,nA	209.13	39.11	197.50	165.00	278.00
6. ZirDesign™,gerade,A	233.63	30.68	235.50	176.00	280.00
7. ZirDesign™,anguliert,nA	324.62	108.07	321.00	161.00	536.00
8. ZirDesign™,anguliert,A	361.75	73.82	348.00	285.00	487.00

nA: nicht gealtert, A: gealtert

Tab. 5.5:

Überblick über die gemessenen Bruchlastwerte aller vier Testgruppen (5 - 8) in Newton.

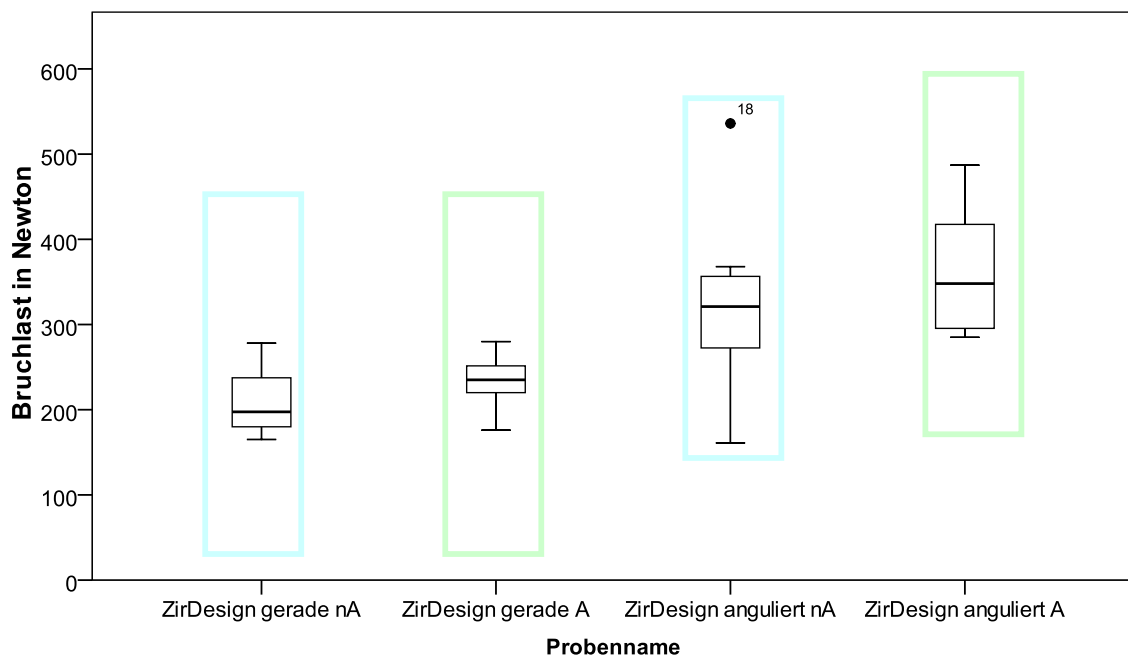


Abb. 5.6: Boxplot-Diagramm der gemessenen Bruchlastwerte aller vier Testgruppen (5 - 8).

Gruppen	6. ZirDesign, gerade, A	7. ZirDesign, abgewinkelt, nA	8. ZirDesign, abgewinkelt, A
5. ZirDesign, gerade, nA	0,161	0,021	0,009
6. ZirDesign, gerade, A	X	x	0,000
7. ZirDesign, abgewinkelt, nA	X	x	0,574

nA: ohne Alterungssimulation, A: mit Alterungssimulation

Tab. 5.6: P-Werte des Mann-Whitney-Tests (Signifikanzlevel: $p \leq 0,01$) in der Gruppe (5 - 8) mit den zahn-/implantatgetragenen Brücken.

5.2 Analyse der Bruchmodi

Das Versagen der Abutments erfolgte mit einem deutlich hörbaren knackenden Geräusch. Bei Entnahme aus dem statischen Bruchversuch konnte in aller Regel weder visuell noch taktil eine Fraktur festgestellt werden. Deshalb konnten die Bruchverläufe erst nach Demontage der Implantat/Abutment-Verbindung ausgewertet werden.



Abb. 5.7:

Der typische schräge Frakturverlauf unterhalb der Implantatschulter von oral nach vestibulär stellte sich erst nach Entfernen der Halteschrauben dar (oben). Der Bruchausgang liegt im Bereich des internen Hexagon, der dünnsten Stelle der Innenverbindung (unten).

5.2.1 Einzelkronen

Es zeigte sich ein typisches Muster in allen 4 Testgruppen. Mit Ausnahme von zwei Probestücken mit einer alleinigen horizontalen Fraktur bzw. einer sekundären horizontalen Fraktur oberhalb der Implantatschulter, konnten nur schräg verlaufende Bruchlinien beobachtet werden. Diese schrägen Frakturen hatten ihren Ausgang tief unterhalb der Implantatschulter im oralen Bereich des internen Hexagon, der gleichzeitig die dünnste Stelle der Innenverbindung darstellt (s. Abb. 5.7 bis 5.9).

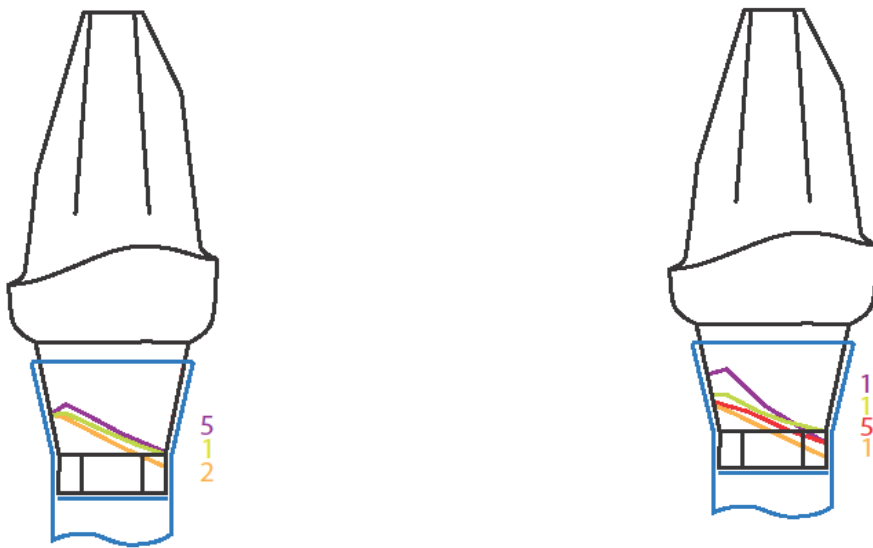


Abb. 5.8: Bruchverläufe der Gruppen 1 und 2 , gerades Abutment ohne (links) und mit Alterungssimulation (rechts).

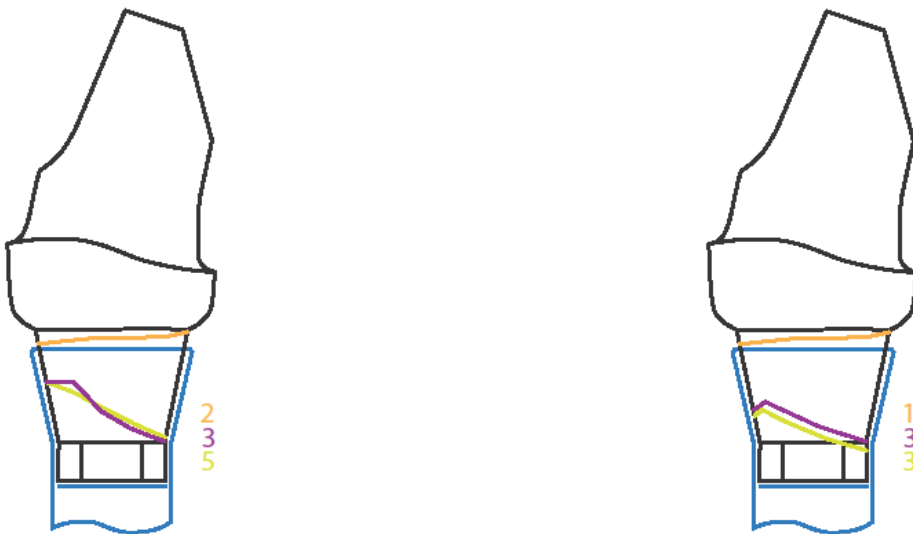


Abb. 5.9: Bruchverläufe der Gruppen 3 und 4 , abgewinkeltes Abutment ohne (links) und mit Alterungssimulation.

5.2.2 Zahn-/Implantatgetragene Brücken

Wiederum zeigte sich ein typisches Muster. Mit Ausnahme von zwei Probekörpern mit sekundären horizontalen Frakturen oberhalb der Implantatschulter, konnten nur schräg verlaufende Bruchlinien beobachtet werden. Diese schrägen Frakturen hatten analog zu den Untersuchungen zum Einzelzahnersatz ihren Ausgang tief unterhalb der Implantatschulter im oralen Bereich des internen Hexagon, der gleichzeitig die dünnste Stelle der Innenverbindung darstellt (s. Abb. 5.10 und 5.11).

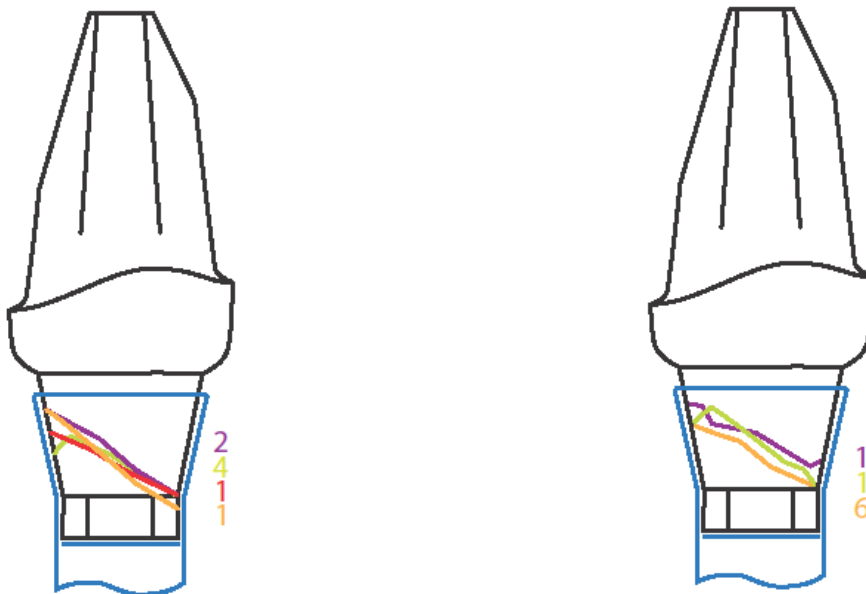


Abb. 5.10: Bruchverläufe der Gruppen 5 und 6 , gerades Abutment ohne (links) und mit Alterungssimulation (rechts).

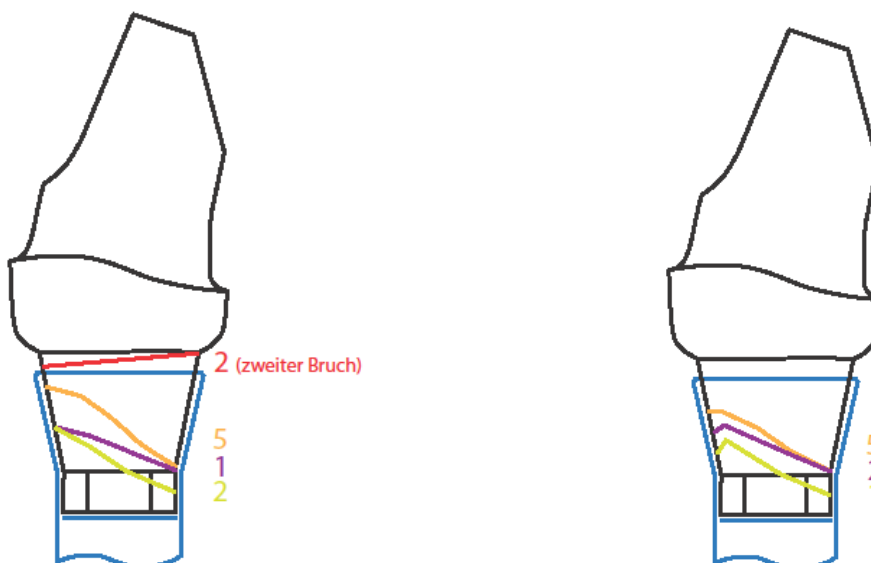


Abb. 5.11: Bruchverläufe der Gruppen 7 und 8 , abgewinkeltes Abutment ohne (links) und mit Alterungssimulation (rechts).

5.3 Analyse der Bruchflächen mit dem Rasterelektronenmikroskop

Die stichprobenartige Analyse der Bruchflächen zeigte sowohl in den Gruppen der implantatgetragenen Einzelkronen als auch in den Gruppen der zahn-/implantatgetragenen Brücken ausschliesslich reine Gewaltbrüche. Der Bruchausgang schien sich dabei regelmäßig im Bereich des internen Hexagons auf der Seite der Krafteinleitung, also palatinal zu befinden (s. Abb. 5.12).

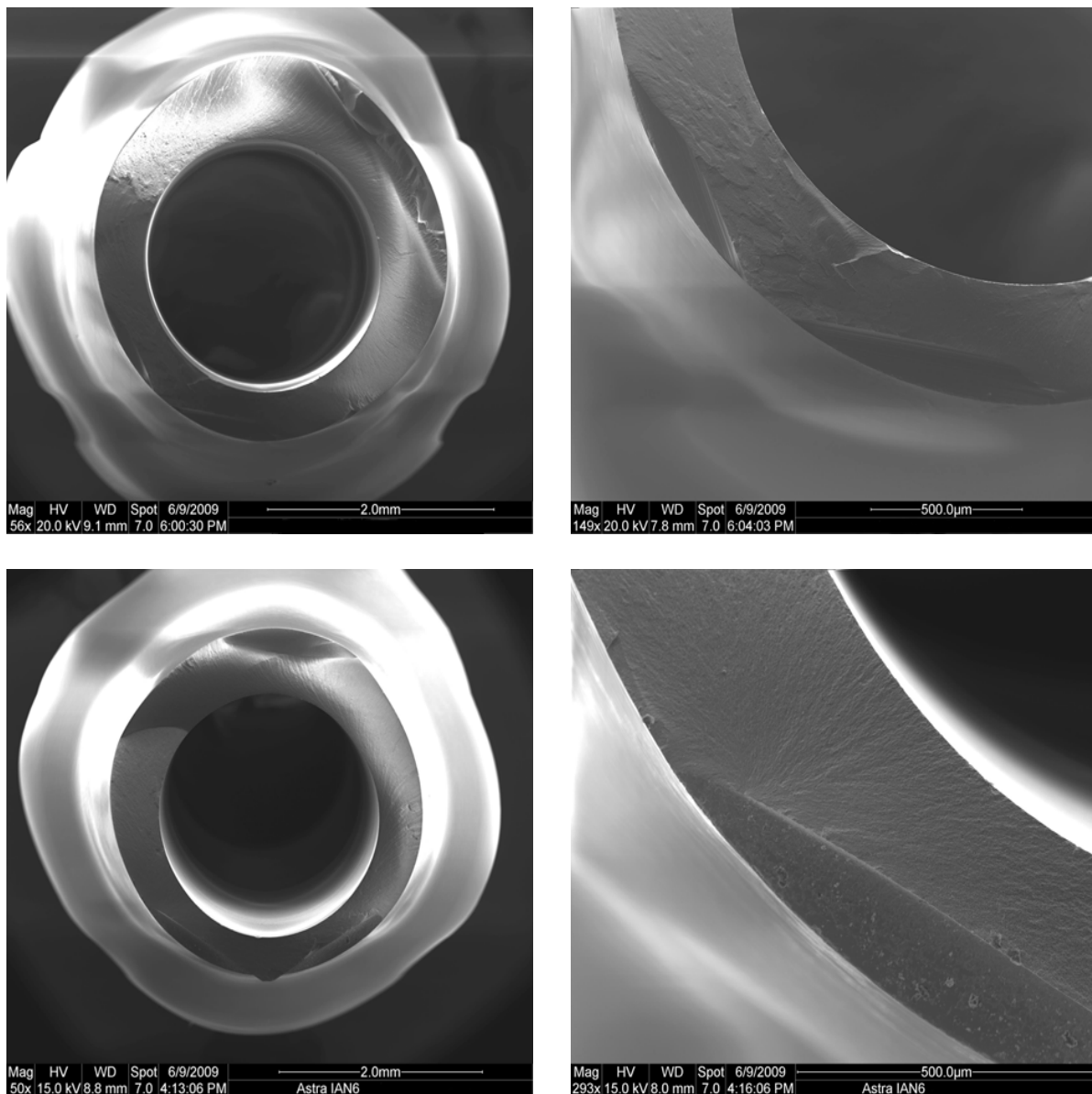


Abb. 5.12:

REM-Darstellung der Bruchflächen jeweils einer Probe der Gruppen mit implantatgetragenen Einzelkronen (oben) und der Gruppen mit zahn-/implantatgetragenen Brücken (unten). Die Übersichtsaufnahmen (links) lassen in beiden Fällen reine Gewaltbrüche erkennen, wobei sich bei höherer Vergrößerung der Bruchausgang am ehesten jeweils palatinal im Bereich des internen Hexagons zu befinden scheint (rechts).

6. Diskussion

6.1 Diskussion der Methodik

6.1.1 Grundsätzliches zur In-vitro-Studie

In-vitro-Untersuchungen werden in der Zahnmedizin häufig zur präklinischen Evaluation neuer Werkstoffe herangezogen. Standardisierte und genormte Prüfprotokolle erlauben die Ermittlung grundsätzlicher werkstoffkundlicher Kennwerte an einfachen Probengeometrien (65, 76, 150, 239).

Um jedoch praxisnahe Erkenntnisse bezüglich der klinischen Leistungsfähigkeit und des Komplikationspotentials eines neuen Werkstoffes oder einer neuartigen Versorgungsvariante zu gewinnen sollten im Versuchsaufbau sowohl die komplexen einflussnehmenden Parameter der Mundhöhle als auch relevante Probekörpergeometrien (139) kliniknah berücksichtigt werden. Darüber hinaus sollten klinische Verarbeitungsprotokolle auch unter den vorherrschenden Laborbedingungen standardisiert aber realitätsnah umgesetzt werden. Einen wesentlichen Beitrag zur Materialermüdung und damit zum Versagen einer Rekonstruktion während des Einsatzes in der Mundhöhle leisten zyklische Temperatur- und Lastschwankungen. Um Rückschlüsse auf das Langzeitverhalten einer zahnärztlichen Rekonstruktion ziehen zu können ist eine Simulation dieser zyklisch belastenden Faktoren von signifikanter Bedeutung (147, 171).

Bei Interpretation der gewonnenen Ergebnisse sollte jedoch stets berücksichtigt werden, dass die Simulation der höchst individuellen und variablen Mundhöhlenverhältnisse nur eine technische Annäherung darstellt. Als Beispiel sei das in einem In-vitro Versuch nur schwer nachzuahmende Auftreten multipler Kraftvektoren während der Mastikation genannt.

6.1.2 Abutment- und Pfeilerzahnpräparation

Der Fokus der vorliegenden Arbeit lag auf der Testung eines vollkeramischen Implantataufbaus unter verschiedenen Belastungssituationen. Unter diesem Aspekt wurde die Präparation der Implantataufbauten und der Pfeilerzahnanaloga gestaltet. Laut Literatur sind im Rahmen einer vollkeramischen Vollkronenversorgung sowohl die Präparation einer Stufe mit abgerundeter Innenkante (105), aber auch einer ausgeprägten Hohlkehle möglich (160). Während in der Vergangenheit 1,0 mm bis 1,5 mm zirkulärer Substanzabtrag gefordert wurde, wird für aktuelle Hochleistungskeramiken (z.B. Zirkoniumdioxid) 0,8 mm Reduktion als ausreichend erachtet (160). Okklusal sollte ein Abtrag von 1,5 mm bis 2,0 mm realisiert werden (35, 105, 163, 178, 189, 201, 230). Bezüglich der Retentionsform wird ein Konuswinkel $\alpha/2$ von 3° bis 5° (105) bei einer Retentionsflächenhöhe von mindestens 4 mm

angestrebt (192). Grundsätzlich soll die Präparation eine ausreichende Schichtstärke der Präparation gewährleisten, eine unnötige Schwächung des Pfeilerzahnes (-abutments) aber vermeiden (33).

In dieser Untersuchung wurden im Sinne einer weitestgehenden Standardisierung alle Präparationen mit Hilfe eines Parallelfräsgerätes, sowie mit diamantierten Schleifkörpern ausgeführt. Die Konizität $\alpha/2$ dieser Schleifkörper betrug 2° und entsprach zusammen mit den eingehaltenen Abtragstiefen oben genannten Präparationsrichtlinien.

Die Präparation der Abutments erfolgte unter konstanter Wasserkühlung, um eine Überhitzung der Keramik zu vermeiden. Die Präparationsgrenze endete 1 mm subgingival und damit 1,5 mm koronal der Auftulung des Abutmentkörpers. Klinisch würde somit der Zementspalt der späteren Krone ästhetisch günstig liegen, wobei aber eine Zementrestentfernung im periimplantären Sulkus noch unproblematisch durchführbar ist. Gleichzeitig erscheint der zentrale Anteil des Aufbaus wenig geschwächt. Zur Individualisierung wurden ausschliesslich Finierdiamanten verwendet, die eine glatte Oberflächengestaltung bei gleichbleibender Schleifgeschwindigkeit ermöglichen (36). Durch eine derartige Bearbeitung von Zirkoniumdioxidoberflächen erfolgt zudem möglicherweise eine Verstärkung des Abutments in Folge einer Umwandlungsverstärkung (115-116).

6.1.3 Simulation physiologischer Pfeilerbeweglichkeit

Die resiliente Lagerung der Pfeiler im Rahmen von Studien zu Brückenersatz hat nachweislich einen schwächenden Einfluss bezüglich der erwartenden maximalen Bruchlast (82, 100).

Die kombinierte Lagerung einer Brücke auf einem relativ starr im Knochen verankerten Implantat und einem physiologisch beweglichen Zahn lässt einen „worst case“ bezüglich der mechanischen Belastung der Restauration und damit ein erhöhtes Komplikationsrisiko vermuten.

Die Simulation der starren Lagerung des Implantates kann leicht durch direkte Einbettung in Kunststoff erfolgen. Zur Simulation der physiologischen Pfeilerbeweglichkeit wurden mehrere Verfahren durch andere Arbeitsgruppen beschrieben. Diese beinhalten beispielsweise resiliente Ummantelungen der Probenzähne oder Zahnanaloga mit orthodontischen Gummiringen, Kunststoffschläuchen oder Elastomeren (70, 82, 100).

Zielgröße hierbei ist die Beweglichkeit eines natürlichen Zahnes mit gesundem Parodontium, die nach *Rateitschak et al.* (196) bei einer Belastung von 2 N bis 5 N in orofazialer Richtung etwa 50-100 μm bzw. nach *Niedermeier et al.* (168) bei 86 μm bei einer Auslenkkraft von 1,5 N in horizontaler Richtung und 39 μm in axial-intrusiver Richtung beträgt.

In dieser Untersuchung wurde ein, bereits von *Kern et al.* und anderen Autoren beschriebenes Verfahren angewendet, dass bei einer Kräfteinwirkung von 5 N eine Zahnbeweglichkeit von $100 \pm 30 \mu\text{m}$ in horizontaler und $65 \pm 21 \mu\text{m}$ in vertikaler Richtung ermöglicht (45, 87-88, 104). Dies entspricht laut *Mühlemann* (164) einer physiologischen Pfeilerbeweglichkeit, wobei allerdings die charakteristische initial stärkere Auslenkbarkeit der Desmodontalfasern nicht korrekt simuliert werden kann.

6.1.4 Sockeln der Zähne und Implantate

Um Dimensionsänderungen durch die zu erwartende 5 – 7 Vol.%ige Schrumpfung während der Kunststoff-Polymerisation (60) zu minimieren erfolgte das Sockeln der Zähne und Implantate zweizeitig. Angelehnt an die, aus der konservierenden Zahnheilkunde bekannte „Inkrementtechnik“ (85) wurde die Fixierung der Pfeiler in vorher vorbereitete „Hohlformen“ mit einer vergleichsweise kleinen Kaltpolymerisatmenge vorgenommen. Das reduzierte Kunststoffvolumen sollte hier auch nur zu einer geringen Schrumpfung führen

6.1.5 Herstellung der Einzelkronen und Brücken

In der vorliegenden Studie wurden die Restaurationen der Kronen und Brücken mittels CAD/CAM-System Everest[®] (KaVo) und Schleudergussverfahren hergestellt. Bei dem verwendeten Metall handelt es sich um die CrCoMo-Legierung Remanium GM 800 plus[®] (Dentaurum J. P. Winkelstroeter KG). Diese Vorgehensweise ermöglichte es, für alle Probengruppen Einzelkronen und Brücken herzustellen, deren Gestaltung trotz kleiner Abweichungen (aufgrund der Abutmentindividualisierung und der unterschiedlichen Konfigurationen der CoCrMo-Zähnen) eine hohe Standardisierung aufwies. Metall als Restaurationswerkstoff zu benutzen hatte den Zweck, bei der Alterungssimulation und den Bruchversuchen Keramikabplatzungen und sonstige Komplikationen der Suprakonstruktionen zu vermeiden. Im klinischen Fall würde die dargestellte Versorgungssituation eine vollkeramische, verblendete Rekonstruktion beinhalten.

6.1.6 Künstliche Alterung

Insbesondere bei vollkeramischen Restaurationen wird die Versagenswahrscheinlichkeit in großem Maße von mundhöhlenspezifischen Dauerbelastungen (Kaukräfte, Feuchtigkeit, Temperaturwechsel) beeinflusst (237). Hierbei muss die Anfangsfestigkeit von der Dauerfestigkeit keramischer Materialien unterschieden werden. Letztere wird durch zyklische

auftretende Belastungen in Abhängigkeit von bereits im Material vorhandenen Rissen und deren Ausbreitung (unterkritisches Risswachstum) reduziert (75) (151).

Zur Bestimmung der Dauerfestigkeit wurde in der vorliegenden Untersuchung zunächst eine thermische Wechsellast appliziert, wobei auf etablierte Parameter zurückgegriffen wurde (118, 143, 171). Anschliessend folgte eine mechanische Wechsellast deren Parameter einer klinischen Tragezeit von etwa fünf Jahren entspricht (208).

Laut *Kohal* (109) reduziert die beschriebene mechanische Wechsellast mit einer Kraft von 30 Newton die Bruchfestigkeit vollkeramischer Implantatkronen signifikant.

Physiologischerweise auftretende Kaukräfte beim normalen Kauakt liegen im Bereich zwischen 20 N und 160 N (114). Die maximale Kaukraft wird mit einem mittleren Wert von ca. 300 N angegeben (107, 114). Kaukraftmessungen von *Klötzer* (107) an Brückenrekonstruktionen ergaben einen vergleichbaren Wert. *Eichner* (59) beschrieb die Kraftereinleitung auf einen einzelnen Zahn nach Messungen mittels Dehnmessstreifen mit 50 N. *Richter* (199) ermittelte ähnliche Werte für zahnärztliche Implantate.

Ebenfalls mit 50 N und in einem Winkel von 30° zur Zahnachse auf der Palatinalfläche des Brückenzwischengliedes wurden die Proben in der vorliegenden Untersuchung belastet. Diese Art der Belastung wurde im Sinne eines „worst-case“-Szenarios gewählt.

6.1.7 Statischer Bruchtest

Das Wissen um die statische Bruchfestigkeit ist unverzichtbar um das Verhalten einer zahnärztlichen Restauration im klinischen Einsatz zu prognostizieren. Dies gilt insbesondere für keramische Rekonstruktionen, bei denen ein Frakturereignis häufig zu einem totalen Versagen führt.

Im vorliegenden Versuchsaufbau erfolgte die Kraftereinleitung in einem Winkel von 30° zur Kronenachse, wobei der Kraftangriffspunkt auf der Palatinalfläche der Einzelkrone bzw. des Brückengliedes lag. Dies entspricht einer klinisch möglichen, gleichzeitig aber ungünstigen Belastung. Aus diesem Grund kann bei der hier simulierten Situation durchaus von einem so „worst-case“-Szenario gesprochen werden.

Den bedeutenden Einfluss der Art der Kraftereinleitung auf die Spannungsentstehung innerhalb einer implantatgetragenen Brückenrekonstruktion konnten *Lin et al.* (130) in einer Finite-Element-Studie zeigen. Extraaxiale Belastungen führten hier zu fast drei Mal so hohen Spannungen in der Implantat-Abutment-Einheit als bei axialer Belastung.

Um die gewonnenen Bruchlastwerte dieser Studie richtig einordnen zu können, muss ein Blick auf die natürlicherweise auftretenden Kaukräfte geworfen werden. *Ferrario et al.* (68) ermittelte an Einzelzähnen von männlichen Erwachsenen Werte von 140 N bzw. 150 N im

Bereich der seitlichen und mittleren Schneidezähne. Allerdings können bei Patienten mit Parafunktionen (Bruxismus) deutlich höhere Kräfte auftreten (169).

Die gewählte Vorschubgeschwindigkeit während des statischen Bruchversuchs lag bei 0,5 mm/min, was in der klinischen Situation eher im Fall von Parafunktionen (Bruxismus) zu beobachten ist als während der normalen Mastikation („impact type“: stoßartige Belastung).

Als Erreichen der maximalen Bruchlast wurde das Auftreten der Fraktur eines Restaurationsbestandteiles gewertet. Die Kraftabschaltsschwelle des statischen Bruchversuches wurde hierbei auf einen Kraftabfall um 30 % der Maximalspannung festgelegt.

Andere Arbeitsgruppen beschreiben die maximale Bruchlast über das Auftreten erster Frakturereignisse, die zum Beispiel akustisch detektiert wurden (238). Auch wenn dieses Protokoll möglicherweise eine größere Kliniknähe aufweist, so ist die Definition des tatsächlichen Versuchsendes deutlich schwieriger und ungenauer umzusetzen.

6.2 Diskussion der Ergebnisse

6.2.1 Bruchlast

In der vorliegenden Studie lagen sowohl die Mittelwerte als auch die Einzelwerte der gemessenen maximalen Bruchlast in allen Gruppen über den normalerweise auftretenden Kaukräften, sicherlich jedoch unter den Kräften die im Rahmen von Parafunktionen erwartet werden können. Deshalb ist bei Patienten mit einem ausgeprägten Bruxismus Zurückhaltung geboten. In jedem Falle ist eine Entlastung der Rekonstruktion im Rahmen der dynamischen Okklusionseinstellung möglichst anzustreben.

Die in dieser Studie gemessenen Bruchlastwerte entsprechen in etwa den Ergebnissen der Arbeitsgruppe um *Adatia et al.* (5), die in einem sehr ähnlichen Versuchsdesign ebenfalls das ZirDesign™ Abutment einem statischen Belastungstest unterzogen hat.

Die Alterungssimulation hatte keinen Einfluss auf die Bruchlast der keramischen Implantataufbauten, das heißt die Dauerfestigkeit entsprach der Anfangsfestigkeit.

Die Verwendung von abgewinkelten Aufbauten führte im Vergleich zu geraden Aufbauten nicht zu einem verringerten Widerstand gegenüber extraaxialen Kräften, sondern unerwartet zu höheren Bruchlastwerten. Der Unterschied stellte sich bei den Einzelzahnversorgungen nur ohne Alterungssimulation als statistisch signifikant dar, während bei den, mechanisch sicherlich als ungünstiger einzustufenden, Hybridbrückenversorgungen eine statistische Signifikanz mit und ohne thermomechanische Wechsellast festgestellt werden konnte. Als Grund für diese Beobachtung ist eine möglicherweise mechanisch günstigere Krafteinleitung im Falle der abgewinkelten Aufbauten anzunehmen. Diese Einschätzung ist momentan

allerdings als spekulativ anzusehen, eine Absicherung könnte beispielsweise durch Finite-Element-Analysen erfolgen.

Die Testgruppen mit Hybridbrücken zeigten ähnliche Bruchlastwerte wie die Gruppen mit Einzelzahnimplantaten. Dies verwundert zunächst, da die Versorgung von Lückensituationen mit zahn-/implantatgetragenen Rekonstruktionen, im Gegensatz zur rein implantatgetragenen Brückenversorgung (167, 216), eher kontrovers diskutiert wird (22, 27, 83, 123). Zum einen bestätigen verschiedene Studien die Hybridbrücke als erfolgversprechende Therapiealternative (73, 93, 131), zum anderen scheinen die unterschiedlichen Resilienzen von primär verblockten Zähnen und Implantaten ein biomechanisches Problem darzustellen (182). Während das starr im Knochen verankerte Implantat lediglich eine maximale Intrusionsbeweglichkeit von 10 µm aufweist, erlaubt das parodontale Ligament eine vertikale Beweglichkeit von 25 - 100 µm (130, 175). Eine relative Mobilität der Suprakonstruktion aufgrund des resultierenden langen Hebels bei okklusaler Belastung kann die Folge sein und Lockerungen von Abutmentschrauben, Frakturen einzelner Rekonstruktionsbestandteile oder sonstige technische Komplikationen auslösen (130).

6.6.2 Bruchmodus

Bei Betrachtung der Bruchmodi in den Testgruppen zeigte sich ein sehr uniformes Bild. In der überwiegenden Zahl der Fälle traten die Frakturen deutlich unterhalb der Implantatschulter auf, wobei der Bruchausgang häufig im Bereich des internen Hexagons zu vermuten war. Es ist anzunehmen, dass der Bereich der höchsten Biegebeanspruchung unterhalb der Implantatschulter liegt, in einem Abutmentareal, das sich durch geringe Wandstärken und einen Übergang in eine kantenreiche Geometrie auszeichnet. Dieser Bereich der Implantat-Abutmentverbindung ist sicherlich als Prädilektionsstelle für ein Frakturereignis anzusehen. Der beobachtete Bruchverlauf wurde auch von *Adatia et al.* (5) beschrieben, die den gleichen Abutmenttyp in einem ähnlichen Versuchssetting testeten und ist möglicherweise als typisch für die vorliegende Art der Implantat-Abutment-Verbindung, eine konische Verbindung ohne Abstützung auf der Implantatschulter, anzusehen. Bei andersartigen Verbindungsgeometrien zeigten sich in Studien verschiedener Arbeitsgruppen auch andersartige Bruchverläufe (44, 172, 241).

Die notwendige Individualisierung konfektionierter Abutments durch den Zahntechniker dürfte aufgrund des deutlich weiter apikal gelegenen Bruchverlaufs keinen schwächenden Einfluss ausüben. Dies ist ein bedeutender Unterschied zu vollkeramischen Aufbauten mit interner hexagonaler Verbindungsgeometrie und Abstützung auf der Implantatschulter. *Nothdurft et al.* (172) stellten in Ihrer In-vitro Untersuchung zum CERCON®-Abutment in Kombination mit dem XiVe® Implantatsystem einen häufigen Ausgang der Frakturen im

Bereich der Abutmentindividualisierung fest, obwohl eine Studie von *Gehrke et al.* (74) zeigte, dass bei Kraffteinleitung deutliche Spannungsfelder apikal des Schraubenkopfes auftraten. Dies ist ein Hinweis auf den Einfluss der Individualisierung auf den Bruchmodus und möglicherweise auf das Frakturrisiko.

Eine weitere Beobachtung in der vorliegenden Studie könnte klinische Relevanz haben. Alle Frakturen konnten durch einen plötzlichen Kraftabfall im statischen Bruchversuch, sowie ein deutliches Frakturgeräusch wahrgenommen werden. Nach dem Frakturereignis war weder visuell noch taktil ein Anhalt auf eine Fraktur innerhalb der Rekonstruktion feststellbar. Es ist davon auszugehen, dass die Abutmenthalteschraube die frakturierten Abutmentteile weiterhin im Konus fixiert. Eine Fraktur würde im klinischen Fall also erst evident werden, wenn es zu einer Schraubenlockerung oder einem Schraubenbruch kommt. Ferner ist ein vorhandenes Mikrospiel wahrscheinlich. Ob eine solche Mikrobeweglichkeit zu technischen oder biologischen Komplikationen führt ist unklar. Vorstellbar sind jedoch Abrasionserscheinungen am Implantat im Bereich der Implantat-Abutmentverbindung oder periimplantäre traumainduzierte Entzündungserscheinungen. Klarheit können hier nur langfristige klinische Beobachtungen schaffen.

6.3 Schlussfolgerungen

Folgendes kann im Zuge dieser In-vitro-Untersuchung festgehalten werden:

- 1.) Die Verwendung von abgewinkelten ZrO_2 -Abutments führt nicht zu einem geringeren Frakturwiderstand implantatgetragenen Einzelzahnersatzes.
- 2.) Die Verwendung von abgewinkelten ZrO_2 -Abutments führt nicht zu einem geringeren Frakturwiderstand zahn-/implantatgetragener Restaurationen.

Die eingangs dieser Arbeit aufgestellten Hypothesen werden dementsprechend abgelehnt.

Als weitere Ergebnisse dieser Studie sind festzuhalten:

- Die künstliche Alterung hatte im Rahmen dieser Studie weder bei Einzelkronenversorgungen, noch bei Hybridbrückenversorgungen einen schwächenden Einfluss auf das Bruchverhalten gerader und abgewinkelter Abutments.

- Implantatgetragene Einzelkronen und zahn-/implantatgetragene Brückenversorgungen zeigten vergleichbare Bruchlastwerte.

Unter Berücksichtigung der Limitationen einer In-vitro-Untersuchung führen die Ergebnisse dieser Arbeit zu der Schlussfolgerung, dass eine Kompensation prothetisch ungünstiger Implantatangulationen durch abgewinkelte Abutments aus Zirkoniumdioxid ohne Erhöhung des Frakturrisikos möglich ist.

7. LITERATURVERZEICHNIS

1. Abrahamsson I, Berglundh T, Glantz PO, Lindhe J. The mucosal attachment at different abutments. An experimental study in dogs. *J Clin Periodontol* 1998;**25**(9):721-7.
2. Abrahamsson I, Berglundh T, Lindhe J. The mucosal barrier following abutment dis/reconnection. An experimental study in dogs. *J Clin Periodontol* 1997;**24**(8):568-72.
3. Abrahamsson I, Berglundh T, Wennstrom J, Lindhe J. The peri-implant hard and soft tissues at different implant systems. A comparative study in the dog. *Clin Oral Implants Res* 1996;**7**(3):212-9.
4. Abrahamsson I, Cardaropoli G. Peri-implant hard and soft tissue integration to dental implants made of titanium and gold. *Clin Oral Implants Res* 2007;**18**(3):269-74.
5. Adatia ND, Bayne SC, Cooper LF, Thompson JY. Fracture resistance of yttria-stabilized zirconia dental implant abutments. *J Prosthodont* 2009;**18**(1):17-22.
6. Akagawa Y, Takata T, Matsumoto T, Nikai H, Tsuru H. Correlation between clinical and histological evaluations of the peri-implant gingiva around the single-crystal sapphire endosseous implant. *J Oral Rehabil* 1989;**16**(6):581-7.
7. Akca K, Cehreli MC. Two-year prospective follow-up of implant/tooth-supported versus freestanding implant-supported fixed partial dentures. *Int J Periodontics Restorative Dent* 2008;**28**(6):593-9.
8. Albrektsson T, Branemark PI, Hansson HA, Lindstrom J. Osseointegrated titanium implants. Requirements for ensuring a long-lasting, direct bone-to-implant anchorage in man. *Acta Orthop Scand* 1981;**52**(2):155-70.
9. Albrektsson T, Zarb G, Worthington P, Eriksson AR. The long-term efficacy of currently used dental implants: a review and proposed criteria of success. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1986;**1**(1):11-25.
10. Andersson B, Bergenblock S, Furst B, Jemt T. Long-Term Function of Single-Implant Restorations: A 17- to 19-Year Follow-Up Study on Implant Infraposition Related to the Shape of the Face and Patients' Satisfaction. *Clin Implant Dent Relat Res* 2011.
11. Andersson B, Glauser R, Maglione M, Taylor A. Ceramic implant abutments for short-span FPDs: a prospective 5-year multicenter study. *Int J Prosthodont* 2003;**16**(6):640-6.
12. Andersson B, Odman P, Lindvall AM, Branemark PI. Five-year prospective study of prosthodontic and surgical single-tooth implant treatment in general practices and at a specialist clinic. *Int J Prosthodont* 1998;**11**(4):351-5.
13. Andersson B, Scharer P, Simion M, Bergstrom C. Ceramic implant abutments used for short-span fixed partial dentures: a prospective 2-year multicenter study. *Int J Prosthodont* 1999;**12**(4):318-24.

14. Andersson B, Taylor A, Lang BR, Scheller H, Scharer P, Sorensen JA, et al. Alumina ceramic implant abutments used for single-tooth replacement: a prospective 1- to 3-year multicenter study. *Int J Prosthodont* 2001;**14**(5):432-8.
15. Andersson M, Oden A. A new all-ceramic crown. A dense-sintered, high-purity alumina coping with porcelain. *Acta Odontol Scand* 1993;**51**(1):59-64.
16. Anselme K, Linez P, Bigerelle M, Le Maguer D, Le Maguer A, Hardouin P, et al. The relative influence of the topography and chemistry of TiAl6V4 surfaces on osteoblastic cell behaviour. *Biomaterials* 2000;**21**(15):1567-77.
17. Aramouni P, Zebouni E, Tashkandi E, Dib S, Salameh Z, Almas K. Fracture resistance and failure location of zirconium and metallic implant abutments. *J Contemp Dent Pract* 2008;**9**(7):41-8.
18. Armand S, editor. Einzelzahnrestorationen in der Implantologie: Quintessenz Verlags-GmbH, Berlin; 2010.
19. Arvidson K, Bystedt H, Ericsson I. Histometric and ultrastructural studies of tissues surrounding Astra dental implants in dogs. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1990;**5**(2):127-34.
20. Arvidson K, Fartash B, Hilliges M, Kondell PA. Histological characteristics of peri-implant mucosa around Branemark and single-crystal sapphire implants. *Clin Oral Implants Res* 1996;**7**(1):1-10.
21. Arvidson K, Fartash B, Moberg LE, Grafstrom R, Ericsson I. In vitro and in vivo experimental studies on single crystal sapphire dental implants. *Clin Oral Implants Res* 1991;**2**(2):47-55.
22. Astrand P, Borg K, Gunne J, Olsson M. Combination of natural teeth and osseointegrated implants as prosthesis abutments: a 2-year longitudinal study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1991;**6**(3):305-12.
23. ASTRATECH. Persönliche Mitteilung der Firma ASTRA TECH.
24. Att W, Kurun S, Gerds T, Strub JR. Fracture resistance of single-tooth implant-supported all-ceramic restorations: an in vitro study. *J Prosthet Dent* 2006;**95**(2):111-6.
25. Bachle M, Kohal RJ. A systematic review of the influence of different titanium surfaces on proliferation, differentiation and protein synthesis of osteoblast-like MG63 cells. *Clin Oral Implants Res* 2004;**15**(6):683-92.
26. Barboza EP, Caula AL, Carvalho WR. Crestal bone loss around submerged and exposed unloaded dental implants: a radiographic and microbiological descriptive study. *Implant Dent* 2002;**11**(2):162-9.
27. Becker CM, Kaiser, D.A. & Jones, J.D. . Guidelines for splinting implants *Journal of Prosthetic Dentistry* 2000;**84**:210-14.

28. Becker M. [cited; Available from: <http://therightsmile.files.wordpress.com/2012/02/dentalimplant.gif>
29. Belser UC, Schmid B, Higginbottom F, Buser D. Outcome analysis of implant restorations located in the anterior maxilla: a review of the recent literature. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2004;**19 Suppl**:30-42.
30. Berglundh T, Lindhe J, Ericsson I, Marinello CP, Liljenberg B, Thomsen P. The soft tissue barrier at implants and teeth. *Clin Oral Implants Res* 1991;**2(2)**:81-90.
31. Berglundh T, Lindhe J, Jonsson K, Ericsson I. The topography of the vascular systems in the periodontal and peri-implant tissues in the dog. *J Clin Periodontol* 1994;**21(3)**:189-93.
32. Berglundh T, Lindhe J, Marinello C, Ericsson I, Liljenberg B. Soft tissue reaction to de novo plaque formation on implants and teeth. An experimental study in the dog. *Clin Oral Implants Res* 1992;**3(1)**:1-8.
33. Beuer F, Aggstaller H, Edelhoff D, Gernet W. Effect of preparation design on the fracture resistance of zirconia crown copings. *Dent Mater J* 2008;**27(3)**:362-7.
34. Bianco PD, Ducheyne P, Cuckler JM. Local accumulation of titanium released from a titanium implant in the absence of wear. *J Biomed Mater Res* 1996;**31(2)**:227-34.
35. Bieniek KW, Spiekermann, H. Innovative vollkeramische Kronen- und Brückensysteme - Eine kritische Bewertung. *Quintessenz* 1993;**44**:529-42; 689-97.
36. Blue DS, Griggs, J. A., Woody, R. D., Miller, B. H. Effects of bur abrasive particle size and abutment composition on preparation of ceramic implant abutments. *J Prosthet Dent* 2003;**90**:247-54.
37. Borghetti P, De Angelis E, Caldara G, Corradi A, Cacchioli A, Gabbi C. Adaptive response of osteoblasts grown on a titanium surface: morphology, cell proliferation and stress protein synthesis. *Vet Res Commun* 2005;**29 Suppl 2**:221-4.
38. Bragger U, Aeschlimann S, Burgin W, Hammerle CH, Lang NP. Biological and technical complications and failures with fixed partial dentures (FPD) on implants and teeth after four to five years of function. *Clin Oral Implants Res* 2001;**12(1)**:26-34.
39. Brånemark PI, Hansson BO, Adell R, Breine U, Lindstrom J, Hallen O, et al. Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. Experience from a 10-year period. *Scand J Plast Reconstr Surg Suppl* 1977;**16**:1-132.
40. Brånemark PI, Zarb, G. A., Albrektsson, T. H. Tissue-integrated prostheses: Osseointegration in clinical dentistry. *Quintessenz, Chicago* 1985.
41. Brodbeck U. The ZiReal Post: A new ceramic implant abutment. *J Esthet Restor Dent* 2003;**15(1)**:10-23; discussion 24.

42. Burak Ozcelik T, Ersoy E, Yilmaz B. Biomechanical evaluation of tooth- and implant-supported fixed dental prostheses with various nonrigid connector positions: a finite element analysis. *J Prosthodont* 2011;**20**(1):16-28.
43. Buser D, Weber HP, Donath K, Fiorellini JP, Paquette DW, Williams RC. Soft tissue reactions to non-submerged unloaded titanium implants in beagle dogs. *J Periodontol* 1992;**63**(3):225-35.
44. Butz F, Heydecke, G., Okutan, M. & Strub, J.R. . Survival rate, fracture strength and failure mode of ceramic implant abutments after chewing simulation *Journal of Oral Rehabilitation* 2005;**32**:838-43.
45. Butz F, Lenon, A., Heydecke, G., Strub, J. . Survival rate and fracture strenght of endodontically treated maxillary incisors with moderate defects restored with different post and core systems. An in vitro study *Int J Prosthodont* 2001;**14**:58-64.
46. Chang M, Wennstrom JL, Odman P, Andersson B. Implant supported single-tooth replacements compared to contralateral natural teeth. Crown and soft tissue dimensions. *Clin Oral Implants Res* 1999;**10**(3):185-94.
47. Chee WW, Mordohai N. Tooth-to-implant connection: a systematic review of the literature and a case report utilizing a new connection design. *Clin Implant Dent Relat Res* 2010;**12**(2):122-33.
48. Chehroudi B, Soorany E, Black N, Weston L, Brunette DM. Computer-assisted three-dimensional reconstruction of epithelial cells attached to percutaneous implants. *J Biomed Mater Res* 1995;**29**(3):371-9.
49. Cho HW, Dong JK, Jin TH, Oh SC, Lee HH, Lee JW. A study on the fracture strength of implant-supported restorations using milled ceramic abutments and all-ceramic crowns. *Int J Prosthodont* 2002;**15**(1):9-13.
50. Clarke DF, Chen ST, Dickinson AJ. The use of a dental implant as an abutment in three unit implant-tooth supported fixed partial denture: a case report and 32 month follow-up. *Aust Dent J* 2006;**51**(3):263-7.
51. Cochran D. Implant therapy I. *Ann Periodontol* 1996;**1**(1):707-91.
52. Cochran DL, Hermann JS, Schenk RK, Higginbottom FL, Buser D. Biologic width around titanium implants. A histometric analysis of the implanto-gingival junction around unloaded and loaded nonsubmerged implants in the canine mandible. *J Periodontol* 1997;**68**(2):186-98.
53. Creugers NH, Kreulen CM, Snoek PA, de Kanter RJ. A systematic review of single-tooth restorations supported by implants. *J Dent* 2000;**28**(4):209-17.
54. Davies JE. Mechanisms of endosseous integration. *Int J Prosthodont* 1998;**11**(5):391-401.

55. De Boever AL, Keersmaekers K, Vanmaele G, Kerschbaum T, Theuniers G, De Boever JA. Prosthetic complications in fixed endosseous implant-borne reconstructions after an observations period of at least 40 months. *J Oral Rehabil* 2006;**33**(11):833-9.
56. Degidi M, Artese L, Scarano A, Perrotti V, Gehrke P, Piattelli A. Inflammatory infiltrate, microvessel density, nitric oxide synthase expression, vascular endothelial growth factor expression, and proliferative activity in peri-implant soft tissues around titanium and zirconium oxide healing caps. *J Periodontol* 2006;**77**(1):73-80.
57. Deligianni DD, Katsala N, Ladas S, Sotiropoulou D, Amedee J, Missirlis YF. Effect of surface roughness of the titanium alloy Ti-6Al-4V on human bone marrow cell response and on protein adsorption. *Biomaterials* 2001;**22**(11):1241-51.
58. Eger DE, Gunsolley JC, Feldman S. Comparison of angled and standard abutments and their effect on clinical outcomes: a preliminary report. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2000;**15**(6):819-23.
59. Eichner K. Messungen der Kräfte bei Kauvorgängen *Dtsch Zahnärztl Z* 1963;**18**:915-24.
60. Eichner K, Kappert, H. F. Zahnärztliche Werkstoffe und ihre Verarbeitung. *Hüthig Verlag, Heidelberg* 1996.
61. Eichner K, Voss, R. Der Kronenrand. *Dtsch Zahnärztl Z* 1971;**26**:742-57.
62. Ellakwa A, Raj T, Deeb S, Ronaghi G, Martin FE, Klineberg I. Influence of implant abutment angulations on the fracture resistance of overlaying CAM-milled zirconia single crowns. *Aust Dent J* 2011;**56**(2):132-40.
63. Ericsson I, Berglundh T, Marinello C, Liljenberg B, Lindhe J. Long-standing plaque and gingivitis at implants and teeth in the dog. *Clin Oral Implants Res* 1992;**3**(3):99-103.
64. Ericsson I, Randow K, Nilner K, Petersson A. Some clinical and radiographical features of submerged and non-submerged titanium implants. A 5-year follow-up study. *Clin Oral Implants Res* 1997;**8**(5):422-6.
65. Fäßler P. Untersuchungen zur Bruch- und Dauerfestigkeit der Dentalkeramiken Zirkonoxid-TZP und In-Ceram. *Dissertation, Universität Tübingen* 1998.
66. Fayyad MA, al-Rafee MA. Failure of dental bridges. II. Prevalence of failure and its relation to place of construction. *J Oral Rehabil* 1996;**23**(6):438-40.
67. Fayyad MA, al-Rafee MA. Failure of dental bridges: III--Effect of some technical factors. *J Oral Rehabil* 1996;**23**(10):675-8.
68. Ferrario VF, Sforza, C., Serrao, G., Dellavia, C., Tartaglia, G.M. . Single tooth bite forces in healthy young adults *Journal of Oral Rehabilitation* 2004;**31**:18-22.

69. Fick K. Marginaler Randspalt und innere Passung von CAM-gefrästen Kronengerüsten bei unterschiedlichem Präparationswinkel. *Zahnmedizinische Dissertation, Ludwig-Maximilians-Universität München* 2003.
70. Filser F, Lüthy, H., Kocher, P., Schärer, P., Gauckler, L. J. Vollkeramischer Zahnersatz im Seitenzahnbereich. *Quintessenz Zahntech* 2002;**28**:48-60.
71. Fritz ME. Implant therapy II. *Ann Periodontol* 1996;**1**(1):796-815.
72. Fugazzotto PA. Evidence-based decision making: replacement of the single missing tooth. *Dent Clin North Am* 2009;**53**(1):97-129, ix.
73. Fugazzotto PA, Kirsch, A., Ackermann, K.L. & Neuendorff, G. . Implant/toothconnected restorations utilizing screw-fixed attachments: A survey of 3,096 sites in function for 3 to 14 years *International Journal of Oral and Maxillofacial Implants* 1999;**14**:819-23.
74. Gehrke P, Dhom G, Brunner J, Wolf D, Degidi M, Piattelli A. Zirconium implant abutments: fracture strength and influence of cyclic loading on retaining-screw loosening. *Quintessence Int* 2006;**37**(1):19-26.
75. Geis-Gerstorfer J, Fäßler, P. Untersuchungen zum Ermüdungsverhalten der Dentalkeramiken Zirkondioxid-TZP und In-Ceram. *Dtsch Zahnärztl Z* 1999;**54**:692-94.
76. Geis-Gerstorfer J, Kanjantra, P. . Zum Einfluss der Prüfmethode auf die Biegefestigkeit von IPS-Empress und In-Ceram. *Dtsch Zahnärztl Z* 1992;**47**:616.
77. Giglio GD. Abutment selection in implant-supported fixed prosthodontics. *Int J Periodontics Restorative Dent* 1999;**19**(3):233-41.
78. Glauser R, Sailer I, Wohlwend A, Studer S, Schibli M, Scharer P. Experimental zirconia abutments for implant-supported single-tooth restorations in esthetically demanding regions: 4-year results of a prospective clinical study. *Int J Prosthodont* 2004;**17**(3):285-90.
79. Gottfredsen K. A 10-year prospective study of single tooth implants placed in the anterior maxilla. *Clin Implant Dent Relat Res* 2012;**14**(1):80-7.
80. Gould TR, Brunette DM, Westbury L. The attachment mechanism of epithelial cells to titanium in vitro. *J Periodontal Res* 1981;**16**(6):611-6.
81. Gould TR, Westbury L, Brunette DM. Ultrastructural study of the attachment of human gingiva to titanium in vivo. *J Prosthet Dent* 1984;**52**(3):418-20.
82. Grebe G. In-vitro Biegefestigkeit von vollkeramischen im Vergleich zu metallkeramischen Seitenzahnbrücken unter besonderer Berücksichtigung der Lagerungsart *Dissertation, FU Berlin* 1993.

83. Gross M, Laufer, B.-Z. . Splinting osseointegrated implants and natural teeth in rehabilitation of partially edentulous patients. Part I: Laboratory and clinical studies *J Oral Rehabil* 1997;**24**:863-70
84. Gunne J, Astrand P, Lindh T, Borg K, Olsson M. Tooth-implant and implant supported fixed partial dentures: a 10-year report. *Int J Prosthodont* 1999;**12**(3):216-21.
85. Hellwig E, Klimek, J., Attin, Th. . Einführung in die Zahnerhaltung. 2. Aufl. . *Urban & Fischer, München, Jena* 1999.
86. Henriksson K, Jemt T. 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):626-30.
87. Heydecke G, Butz, F., Strub, J. . Einfluß des endodontischen Aufbaus auf die Frakturfestigkeit überkronter Frontzähne *Dtsch Zahnärztl Z* 1999;**54**:637-40.
88. Heydecke G, Peters, M. . The restoration of endodontically treated, singlerooted teeth with cast or direct postst and cores: A systematic review. *J Prosthet Dent* 2002;**87**:380-86.
89. Hickel R, Kunzelmann, K.-H. *Keramikinlays und Veneers. Hanser Verlag, München* 1997.
90. Hita-Carrillo C, Hernandez-Aliaga M, Calvo-Guirado JL. Tooth-implant connection: a bibliographic review. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal* 2010;**15**(2):e387-94.
91. Hormia M, Kononen M. Immunolocalization of fibronectin and vitronectin receptors in human gingival fibroblasts spreading on titanium surfaces. *J Periodontal Res* 1994;**29**(2):146-52.
92. Hormia M, Kononen M, Kivilahti J, Virtanen I. Immunolocalization of proteins specific for adhaerens junctions in human gingival epithelial cells grown on differently processed titanium surfaces. *J Periodontal Res* 1991;**26**(6):491-7.
93. Hosny M, Duyck, J., van Steenberghe, D. & Naert, I. . Within-subject comparison between connected and nonconnected tooth-to-implant fixed partial prostheses: Up to 14-year follow-up study *International Journal of Prosthodontics* 2000;**13**:340-46.
94. Howell AH, Manly, R. S. An electronic strain gauge for measuring oral forces. *J Dent Res* 1948;**27**:705-12.
95. James RA, Schultz RL. Hemidesmosomes and the adhesion of junctional epithelial cells to metal implants--a preliminary report. *Oral Implantol* 1974;**4**(3):294-302.
96. Jemt T, Lekholm U. Oral implant treatment in posterior partially edentulous jaws: a 5-year follow-up report. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1993;**8**(6):635-40.

97. Jemt T, Linden B, Lekholm U. Failures and complications in 127 consecutively placed fixed partial prostheses supported by Branemark implants: from prosthetic treatment to first annual checkup. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1992;**7**(1):40-4.
98. Jung RE, Pjetursson BE, Glauser R, Zembic A, Zwahlen M, Lang NP. A systematic review of the 5-year survival and complication rates of implant-supported single crowns. *Clin Oral Implants Res* 2008;**19**(2):119-30.
99. Kappert HF. Vollkeramischer Zahnersatz. In: Klinische Materialkunde für Zahnärzte. *Carl Hanser Verlag München, Wien* 1998:349-63.
100. Kappert HF, Knodem H., Schultheissm R. . Festigkeitsverhalten der In-Ceram-Keramik bei mechanischer und thermischer Wechsellast im Kunstspeichel *Dtsch Zahnärztl Z* 1991;**46**:129.
101. Kappert HF, Krah, M. Keramiken - eine Übersicht. *Quintessence Zahntech* 27 2001:668-704.
102. Kasemo B, Lausmaa, J. Biomaterials and interfaces. In: Osseointegration in oral rehabilitation. *Quintessence, London* 1993:63-75.
103. Kawahara H, Kawahara D, Hashimoto K, Takashima Y, Ong JL. Morphologic studies on the biologic seal of titanium dental implants. Report I. In vitro study on the epithelialization mechanism around the dental implant. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1998;**13**(4):457-64.
104. Kern M, Douglas, W., Fetching, T., Strub, J., DeLong, R. Fracture strenght of all-porcellain, resin-bonded bridges after testing in an artificial oral environment *J Dent* 1993;**21**:117-21.
105. Kern M, Pröbster, L. Vollkeramik für ästhetische und dauerhafte Restaurationen. *Dental-Praxis* 2002;**14**:269-76.
106. Kiliaridis S, Kjellberg H, Wenneberg B, 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**(5):323-31.
107. Klötzer W. Über die elastische Deformation der Brückenzwischenglieder *Zahnärztl Welt/Reform* 1960;**69**:13.
108. Koeck B, editor. Indikationen, Kontraindikationen, Differenzialindikationen. Aus Praxis der Zahnheilkunde Band 13 Implantologie: Urban & Schwarzenberg, München; 2004.
109. Kohal RJ. Tierexperimentelle, materialkundliche und klinische Untersuchungen eines neuen dentalen Sofortimplantatsystems. Das Relmplant®-System *Habilitationsschrift, Med Fak Freiburg* 2001.
110. Kohal RJ, Att W, Bachle M, Butz F. Ceramic abutments and ceramic oral implants. An update. *Periodontol 2000* 2008;**47**:224-43.

111. Kohal RJ, Weng D, Bachle M, Strub JR. Loaded custom-made zirconia and titanium implants show similar osseointegration: an animal experiment. *J Periodontol* 2004;**75**(9):1262-8.
112. Kolbeck C, Behr M, Rosentritt M, Handel G. Fracture force of tooth-tooth- and implant-tooth-supported all-ceramic fixed partial dentures using titanium vs. customised zirconia implant abutments. *Clin Oral Implants Res* 2008;**19**(10):1049-53.
113. Kononen M, Hormia M, Kivilahti J, Hautaniemi J, Thesleff I. Effect of surface processing on the attachment, orientation, and proliferation of human gingival fibroblasts on titanium. *J Biomed Mater Res* 1992;**26**(10):1325-41.
114. Körber KH, Ludwig, K. Maximale Kaukraft als Berechnungsfaktor zahntechnischer Konstruktionen. *Dent Lab* 1983;**31**:55-60.
115. Kosmac T, Oblak, C., Jevnikar, P., Funduk, N., Marion, L. The effect of surface grinding and sandblasting on flexural strength and reliability of Y-TZP zirconia ceramic. *Dent Mater* 1999;**15**:426-33.
116. Kosmac T, Oblak, C., Jevnikar, P., Funduk, N., Marion, L. Strength and reliability of surface treated Y-TZP dental ceramics. *J Biomed Mater Res* 2000;**53**:304-13.
117. Kreissl ME, Gerds T, Muche R, Heydecke G, Strub JR. Technical complications of implant-supported fixed partial dentures in partially edentulous cases after an average observation period of 5 years. *Clin Oral Implants Res* 2007;**18**(6):720-6.
118. Krejci I, Reich, T., Lutz, F., Albertoni, M. . In-vitro-Testverfahren zur Evaluation dentaler Restaurationssysteme *Schweiz Monatsschr Zahnmed* 1990;**100**:953.
119. Krennmair G, Piehslinger E, Wagner H. Status of teeth adjacent to single-tooth implants. *Int J Prosthodont* 2003;**16**(5):524-8.
120. Lalor PA, Revell PA, Gray AB, Wright S, Railton GT, Freeman MA. Sensitivity to titanium. A cause of implant failure? *J Bone Joint Surg Br* 1991;**73**(1):25-8.
121. Lang NP, Pjetursson BE, Tan K, Bragger U, Egger M, Zwahlen M. A systematic review of the survival and complication rates of fixed partial dentures (FPDs) after an observation period of at least 5 years. II. Combined tooth--implant-supported FPDs. *Clin Oral Implants Res* 2004;**15**(6):643-53.
122. Lässig HE. Die Zahnheilkunde in Kunst- und Kulturgeschichte. *Du Mont Verlag, Köln* 1983.
123. Laufer B-Z, Gross, M. Splinting osseointegrated implants and natural teeth in rehabilitation of partially edentulous patients. Part II: Principles and applications. *J Oral Rehabil* 1998;**25**:69-80.
124. Lehmann K.M. HE, editor. Einführung in die restaurative Zahnheilkunde: Urban&Schwarzenberg,München 1993.

125. Lehmann KM. Implantathilfsteile. In: Klinische Materialkunde für Zahnärzte. *Carl Hanser Verlag München, Wien* 1998:288-90.
126. Lekholm U, Ericsson I, Adell R, Slots J. The condition of the soft tissues at tooth and fixture abutments supporting fixed bridges. A microbiological and histological study. *J Clin Periodontol* 1986;**13**(6):558-62.
127. Lekholm U, Gunne J, Henry P, Higuchi K, Linden U, Bergstrom C, et al. Survival of the Branemark implant in partially edentulous jaws: a 10-year prospective multicenter study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1999;**14**(5):639-45.
128. Libby G, Arcuri MR, LaVelle WE, Hebl L. Longevity of fixed partial dentures. *J Prosthet Dent* 1997;**78**(2):127-31.
129. Liljenberg B, Gualini F, Berglundh T, Tonetti M, Lindhe J. Composition of plaque-associated lesions in the gingiva and the peri-implant mucosa in partially edentulous subjects. *J Clin Periodontol* 1997;**24**(2):119-23.
130. Lin CL, Wang JC, Chang WJ. Biomechanical interactions in tooth-implant-supported fixed partial dentures with variations in the number of splinted teeth and connector type: a finite element analysis. *Clin Oral Implants Res* 2008;**19**(1):107-17.
131. Lindh T, Back, T., Nystrom, E. & Gunne, J. . Implant versus tooth-implant supported prostheses in the posterior maxilla: A 2-year report *Clinical Oral Implants Research* 2001;**12**:441-49.
132. Lindh T, Gunne J, Tillberg A, Molin M. A meta-analysis of implants in partial edentulism. *Clin Oral Implants Res* 1998;**9**(2):80-90.
133. Lindhe J, Berglundh T. The interface between the mucosa and the implant. *Periodontol 2000* 1998;**17**:47-54.
134. Lindhe J, Berglundh T, Ericsson I, Liljenberg B, Marinello C. Experimental breakdown of peri-implant and periodontal tissues. A study in the beagle dog. *Clin Oral Implants Res* 1992;**3**(1):9-16.
135. Lindhe J. LNP, Karring T. Clinical Periodontology and Implant Dentistry. *Munksgaard, Denmark* 1997.
136. Listgarten MA. Soft and hard tissue response to endosseous dental implants. *Anat Rec* 1996;**245**(2):410-25.
137. Listgarten MA, Lai CH. Ultrastructure of the intact interface between an endosseous epoxy resin dental implant and the host tissues. *J Biol Buccale* 1975;**3**(1):13-28.
138. Listgarten MA, Lang NP, Schroeder HE, Schroeder A. Periodontal tissues and their counterparts around endosseous implants *Clin Oral Implants Res* 1991;**2**(3):1-19.

139. Ludwig K, Kubick, S. . Vergleichende Untersuchungen zur Bruchfestigkeit von vollkeramischen Frontzahnbrücken. *Dtsch Zahnärztl Z* 1999;**54**:711.
140. Ludwig P. Die Kraftentwicklung der Kaumuskulatur. *Dtsch Zahnärztl Z* 1975;**30**:797-802.
141. Luthardt R, Herold, V., Sandkuhl, O., Reitz, B., Knaak, J. P., Lenz, E. Kronen aus Hochleistungskeramik. *Dtsch Zahnärztl Z* 1998;**53**:280-85.
142. Luthardt R, Musil, R. . CAD/CAM-gefertigte Kronengerüste aus Zirkondioxid-Keramik. *Dtsch Zahnärztl Z* 1997;**52**:380-84.
143. Lüthy H, Loeffel, O., Hammerle, C.H.F. . Effect of thermocycling on bond strength of luting cements to zirconia ceramic *Dent mat* 2006;**22**:195.
144. Mackenzie IC, Hill MW. Connective tissue influences on patterns of epithelial architecture and keratinization in skin and oral mucosa of the adult mouse. *Cell Tissue Res* 1984;**235**(3):551-9.
145. Mackenzie IC, Tonetti MS. Formation of normal gingival epithelial phenotypes around osseo-integrated oral implants in humans. *J Periodontol* 1995;**66**(11):933-43.
146. Maeda Y, Satoh T, Sogo M. In vitro differences of stress concentrations for internal and external hex implant-abutment connections: a short communication. *J Oral Rehabil* 2006;**33**(1):75-8.
147. Mannocci F, Ferrari, M., Watson, T.F. . Intermittent loading of teeth restored using quartz fiber, carbon-quartz fiber, and zirconium dioxide ceramic root canal posts. *J Adhes Dent* 1999;**1**:153-58.
148. Marinello CP, Berglundh T, Ericsson I, Klinge B, Glantz PO, Lindhe J. Resolution of ligature-induced peri-implantitis lesions in the dog. *J Clin Periodontol* 1995;**22**(6):475-9.
149. Martini AP, Freitas AC, Jr., Rocha EP, de Almeida EO, Anchieta RB, Kina S, et al. Straight and angulated abutments in platform switching: influence of loading on bone stress by three-dimensional finite element analysis. *J Craniofac Surg* 2012;**23**(2):415-8.
150. Marx R, Fischer, H., Weber, M., Jungwirth, F. . Rissparameter und Weibullmodule: unterkritisches Risswachstum und Langzeitfestigkeit vollkeramischer Materialien *Dtsch Zahnärztl Z* 2001;**56**:90.
151. Marx R, Jungwirth, F., Walter, P.O. . Ist unterkritisches Risswachstum in vollkeramischen Restaurationen vermeidbar und somit quasi-metallisches Festigkeitsverhalten möglich? . *Dtsch Zahnärztl Z* 2005;**69**:258.
152. Massimiliano G, Mohammad, A., Swain, M. V., Ironside, J. . Mechanical properties of In-Ceram Alumina and In-Ceram Zirconia. *Int J Prosthodont* 2002;**15**:339-46.

153. Matsuo M, Nakamura T, Kishi Y, Takahashi K. Microvascular changes after placement of titanium implants: scanning electron microscopy observations of machined and titanium plasma-sprayed implants in dogs. *J Periodontol* 1999;**70**(11):1330-8.
154. McKinney RV, Jr., Steflik DE, Koth DL. Evidence for a junctional epithelial attachment to ceramic dental implants. A transmission electron microscopic study. *J Periodontol* 1985;**56**(10):579-91.
155. McKinney RV, Jr., Steflik DE, Koth DL. The epithelium dental implant interface. *J Oral Implantol* 1988;**13**(4):622-41.
156. McLean JW. Wissenschaft und Kunst der Dentalkeramik. *Quintessence Verlag, Berlin* 1978.
157. McLean JW. Evolution of dental ceramics in the twentieth century. *J Prosthet Dent* 2001;**85**(1):61-6.
158. McLean JW, Hughes TH. The reinforcement of dental porcelain with ceramic oxides. *Br Dent J* 1965;**119**(6):251-67.
159. Mehl A. Innovationen für Zahnarzt und Zahntechniker. *Quintessenz* 2001;**5**:1-6.
160. Meier M, Fischer, H., Richter, E.-J., Maier, H.R., Spiekermann, H. . Einfluß unterschiedlicher Präparationsgeometrien auf die Bruchfestigkeit vollkeramischer Molarenkronen. *Dtsch Zahnärztl Z* 1995;**50**:295-99.
161. Misch CE, Dietsh-Misch F, Hoar J, Beck G, Hazen R, Misch CM. A bone quality-based implant system: first year of prosthetic loading. *J Oral Implantol* 1999;**25**(3):185-97.
162. Moon IS, Berglundh T, Abrahamsson I, Linder E, Lindhe J. The barrier between the keratinized mucosa and the dental implant. An experimental study in the dog. *J Clin Periodontol* 1999;**26**(10):658-63.
163. Mörmann WH, Bindl, A., Lüthy, H., Rathke, A. . Effects of preparation and luting system on all-ceramics computer-generated crowns. *Int J Prosthodont* 1998;**11**:333-39.
164. Mühlemann H. Die physiologische und pathologische Zahnbeweglichkeit *Schweiz Monatsschr Zahn* 1951;**61**:1-67.
165. Mustafa K, Wennerberg A, Arvidson K, Messelt EB, Haag P, Karlsson S. Influence of modifying and veneering the surface of ceramic abutments on cellular attachment and proliferation. *Clin Oral Implants Res* 2008;**19**(11):1178-87.
166. Naert I, Koutsikakis G, Duyck J, Quirynen M, Jacobs R, van Steenberghe D. Biologic outcome of single-implant restorations as tooth replacements: a long-term follow-up study. *Clin Implant Dent Relat Res* 2000;**2**(4):209-18.

167. Nickenig HJ, Schafer C, Spiekermann H. Survival and complication rates of combined tooth-implant-supported fixed partial dentures. *Clin Oral Implants Res* 2006;**17**(5):506-11.
168. Niedermeier W. Die Desmodontometrie - ein neues Verfahren zur Bestimmung und Analyse der Zahnbeweglichkeit III. Die physiologische und pathologische Zahnbeweglichkeit. *Dtsch Zahnärztl Z* 1988;**43**:173.
169. Nishigawa K, Bando, E. & Nakano, M. . Quantitative study of bite force during sleep associated bruxism *Journal of Oral Rehabilitation* 2001;**28**:485-91.
170. Nothdurft F, Pospiech P. Prefabricated zirconium dioxide implant abutments for single-tooth replacement in the posterior region: evaluation of peri-implant tissues and superstructures after 12 months of function. *Clin Oral Implants Res* 2010;**21**(8):857-65.
171. Nothdurft FP. Werkstoffkundliche und klinische Untersuchungen zu vollkeramischen Stiftaufbauten *Zahnmedizinische Dissertation, Ludwig-Maximilians-Universität, München* 2000.
172. Nothdurft FP, Merker S, Pospiech PR. Fracture behaviour of implant-implant- and implant-tooth-supported all-ceramic fixed dental prostheses utilising zirconium dioxide implant abutments. *Clin Oral Investig* 2010.
173. Nothdurft FP, Merker S, Pospiech PR. Fracture behaviour of implant-implant- and implant-tooth-supported all-ceramic fixed dental prostheses utilising zirconium dioxide implant abutments. *Clin Oral Investig* 2011;**15**(1):89-97.
174. Nothdurft FP, Pospiech PR. Zirconium dioxide implant abutments for posterior single-tooth replacement: first results. *J Periodontol* 2009;**80**(12):2065-72.
175. Nyman SRL, N.P. . Tooth mobility and the biological rationale for splinting teeth *Periodontology* 2000 1994;**4**:15-22.
176. Oden A, Andersson M, Krystek-Ondracek I, Magnusson D. Five-year clinical evaluation of Procera AllCeram crowns. *J Prosthet Dent* 1998;**80**(4):450-6.
177. Osborn JF. Biomaterials and their application to implantation. *SSO Schweiz Monatsschr Zahnheilkd* 1979;**89**(11):1138-9.
178. Ottl P, Lauer, H.-C. . Präparationstechnik für metallkeramische und vollkeramische Restaurationen *Quintessenz* 1996;**47**:623-40.
179. Palacci P, Ericsson, I., Engstrad, P., Rangert, B. Optimal implant positioning & soft tissue management for Brånemark System. *Quintessenz, Chicago* 1995.
180. Palmer RM, Howe LC, Palmer PJ. A prospective 3-year study of fixed bridges linking Astra Tech ST implants to natural teeth. *Clin Oral Implants Res* 2005;**16**(3):302-7.

181. Palmer RM, Palmer PJ, Smith BJ. A 5-year prospective study of Astra single tooth implants. *Clin Oral Implants Res* 2000;**11**(2):179-82.
182. Pesun IJ. Intrusion of teeth in the combination implant-to-natural-tooth fixed partial denture: A review of the theories *Journal of Prosthodontics* 1997;**6**:268-77.
183. Piattelli A, Emanuelli M, Scarano A, Trisi P. A histologic study of nonsubmerged titanium plasma-sprayed screw implants retrieved from a patient: a case report. *Int J Periodontics Restorative Dent* 1996;**16**(2):138-47.
184. Piattelli A, Scarano A, Piattelli M, Bertolai R, Panzoni E. Histologic aspects of the bone and soft tissues surrounding three titanium non-submerged plasma-sprayed implants retrieved at autopsy: a case report. *J Periodontol* 1997;**68**(7):694-700.
185. Piconi C, Burger W, Richter HG, Cittadini A, Maccauro G, Covacci V, et al. Y-TZP ceramics for artificial joint replacements. *Biomaterials* 1998;**19**(16):1489-94.
186. Piconi C, Maccauro G. Zirconia as a ceramic biomaterial. *Biomaterials* 1999;**20**(1):1-25.
187. Pjetursson BE, Bragger U, Lang NP, Zwahlen M. Comparison of survival and complication rates of tooth-supported fixed dental prostheses (FDPs) and implant-supported FDPs and single crowns (SCs). *Clin Oral Implants Res* 2007;**18 Suppl 3**:97-113.
188. Pjetursson BE, Lang NP. Prosthetic treatment planning on the basis of scientific evidence. *J Oral Rehabil* 2008;**35 Suppl 1**:72-9.
189. Pospiech P. Klinische und technische Erfahrungen mit Vollkeramiken. *dental-praxis* 2002;**9/10**:255-57
190. Prestipino V, Ingber A. Esthetic high-strength implant abutments. Part I. *J Esthet Dent* 1993;**5**(1):29-36.
191. Prestipino V, Ingber A. All-ceramic implant abutments: esthetic indications. *J Esthet Dent* 1996;**8**(6):255-62.
192. Pröbster L. Sind vollkeramische Kronen und Brücken wissenschaftlich anerkannt? *Wissenschaftlicher Stellungnahme DGZMK* 1999.
193. Raisanen L, Kononen M, Juhanoja J, Varpavaara P, Hautaniemi J, Kivilahti J, et al. Expression of cell adhesion complexes in epithelial cells seeded on biomaterial surfaces. *J Biomed Mater Res* 2000;**49**(1):79-87.
194. Rammelsberg P, Schwarz S, Schroeder C, Bermejo JL, Gabbert O. Short-term complications of implant-supported and combined tooth-implant-supported fixed dental prostheses. *Clin Oral Implants Res* 2012.

195. Rasperini G, Maglione M, Cocconcelli P, Simion M. In vivo early plaque formation on pure titanium and ceramic abutments: a comparative microbiological and SEM analysis. *Clin Oral Implants Res* 1998;**9**(6):357-64.
196. Rateischak KH. Farbatlanten der Zahnmedizin. Bd. 1: Parodontologie Georg Thieme Verlag, Stuttgart - New York 1989.
197. Reiss B, Kern, M., Kunzelmann, K. H., Pospiech, P., Mehl, A., Frankenberger, R., Wiedhahn, W. Vollkeramik auf einen Blick: Leitfaden zur Indikation, Werkstoffauswahl, Vorbereitung und Eingliederung von vollkeramischen Restaurationen. *Arbeitsgemeinschaft für Keramik in der Zahnheilkunde* 2006;**2. Auflage**.
198. Reuling N, Siebert, G. K. Keramische Werkstoffe - Entwicklungsstand und Bedeutung. *Dent Lab* 1989;**37**:67-71.
199. Richter E-J. Die Verbundbrücke zwischen Zahn und Implantat: Ergebnisse experimenteller und klinischer Untersuchungen *Zahnmed Habilschr, Aachen* 1992.
200. Rimondini L, Cerroni L, Carrassi A, Torricelli P. Bacterial colonization of zirconia ceramic surfaces: an in vitro and in vivo study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2002;**17**(6):793-8.
201. Rinke S, Zenatschke, R. . Neue Perspektiven in der Anwendung vollkeramischer Seitenzahnrestorationen auf Zirkonoxidbasis. *Quintessenz* 2001;**52**:1151-59.
202. Romanos GE, Schroter-Kermani C, Weingart D, Strub JR. Health human periodontal versus peri-implant gingival tissues: an immunohistochemical differentiation of the extracellular matrix. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1995;**10**(6):750-8.
203. Ruggeri A, Franchi M, Marini N, Trisi P, Piatelli A. Supracrestal circular collagen fiber network around osseointegrated nonsubmerged titanium implants. *Clin Oral Implants Res* 1992;**3**(4):169-75.
204. Saab XE, Griggs JA, Powers JM, Engelmeier RL. Effect of abutment angulation on the strain on the bone around an implant in the anterior maxilla: a finite element study. *J Prosthet Dent* 2007;**97**(2):85-92.
205. Saadoun AP. Periimplant tissue considerations for optimal implant results. *Pract Periodontics Aesthet Dent* 1995;**7**(3):53-60; quiz 62.
206. Sader MS, Balduino A, Soares Gde A, Borojevic R. Effect of three distinct treatments of titanium surface on osteoblast attachment, proliferation, and differentiation. *Clin Oral Implants Res* 2005;**16**(6):667-75.
207. Sailer I, Zembic A, Jung RE, Siegenthaler D, Holderegger C, Hammerle CH. Randomized controlled clinical trial of customized zirconia and titanium implant abutments for canine and posterior single-tooth implant reconstructions: preliminary results at 1 year of function. *Clin Oral Implants Res* 2009;**20**(3):219-25.

208. Sakaguchi RL, Douglas, W.H., DeLong, R., Pintado, M.R. . The wear of a posterior composite in an artificial mouth: a clinical correlation *Dent Mater* 1986;**2**:235-40.
209. Salinas TJ, Eckert SE. In patients requiring single-tooth replacement, what are the outcomes of implant- as compared to tooth-supported restorations? *Int J Oral Maxillofac Implants* 2007;**22 Suppl**:71-95.
210. Sanz M, Newman MG, Nachnani S, Holt R, Stewart R, Flemmig T. Characterization of the subgingival microbial flora around endosteal sapphire dental implants in partially edentulous patients. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1990;**5**(3):247-53.
211. Scarano A, Piattelli M, Caputi S, Favero GA, Piattelli A. Bacterial adhesion on commercially pure titanium and zirconium oxide disks: an in vivo human study. *J Periodontol* 2004;**75**(2):292-6.
212. Schenk RK, Buser D. Osseointegration: a reality. *Periodontol 2000* 1998;**17**:22-35.
213. Schmidt A, Michael, W., Böning, K. CAD/CAM/CIM-Systeme in der restaurativen Zahnmedizin. *Quintessenz* 1998;**49**:1111-22.
214. Schroeder A, Buser, D. Orale Implantologie. Allgemeine Grundlagen und ITI-System. *Thieme, Stuttgart* 1994;**2.Auflage**:S. 118-229.
215. Schroeder A, van der Zypen E, Stich H, Sutter F. The reactions of bone, connective tissue, and epithelium to endosteal implants with titanium-sprayed surfaces. *J Maxillofac Surg* 1981;**9**(1):15-25.
216. Schwartz-Arad D, Samet N, Samet N. Single tooth replacement of missing molars: a retrospective study of 78 implants. *J Periodontol* 1999;**70**(4):449-54.
217. Schwickerath H, Coca, I. Einzelkronen aus Glaskeramik. *Philip J* 1987;**4**:336-38.
218. Sclar AG. Strategies for management of single-tooth extraction sites in aesthetic implant therapy. *J Oral Maxillofac Surg* 2004;**62**(9 Suppl 2):90-105.
219. Sethi A, Kaus T, Sochor P. The use of angulated abutments in implant dentistry: five-year clinical results of an ongoing prospective study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2000;**15**(6):801-10.
220. Seymour GJ, Gemmell E, Lenz LJ, Henry P, Bower R, Yamazaki K. Immunohistologic analysis of the inflammatory infiltrates associated with osseointegrated implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1989;**4**(3):191-8.
221. Squier CA, Collins P. The relationship between soft tissue attachment, epithelial downgrowth and surface porosity. *J Periodontal Res* 1981;**16**(4):434-40.

222. Steflik DE, McKinney RV, Sisk AL, Koth DL, Singh BB, Parr GR. Ultrastructural investigations of the bone and fibrous connective tissue interface with endosteal dental implants. *Scanning Microsc* 1990;**4**(4):1039-47; discussion on 47-8.
223. Steflik DE, Meenaghan M. Introduction: surface and coating variability on implanted biomaterials. *Implant Dent* 1998;**7**(4):301-2.
224. Stejskal J, Stejskal VD. The role of metals in autoimmunity and the link to neuroendocrinology. *Neuro Endocrinol Lett* 1999;**20**(6):351-64.
225. Strub JR, Gerds T. Fracture strength and failure mode of five different single-tooth implant-abutment combinations. *Int J Prosthodont* 2003;**16**(2):167-71.
226. Strub JR, Türp, J. C., Witkowski, S., Hürzeler, M. B., Kern, M. Curriculum Prothetik. Band I-III. *Quintessence Verlag, Berlin* 1999:43-61.
227. Strub JR, Türp, J.C., Witkowski, S., Hürzeler, M.B., Kern, M. . Einführung in die dentale Implantologie. *Curriculum Prothetik Bänder I-III Quintessenz, Berlin; Band III: S 1069-1163* 1994.
228. Studer S, Pietrobon N, Wohlwend A. Maxillary anterior single-tooth replacement: comparison of three treatment modalities. *Pract Periodontics Aesthet Dent* 1994;**6**(1):51-60; quiz 62.
229. Studer S, Wohlwend, A., Schärer, P. . Ein Behandlungskonzept für die Implantatversorgung der Einzelzahnlücke unter Berücksichtigung parodontaler Aspekte bei Anwendung eines experimentellen Zirkonoxidkeramikabutments. Teil II: Prothetische und zahntechnische Erfahrungen. *Parodontologie* 1996:97-118.
230. Sturzenegger B, Feher, A., Lüthy, H., Loeffel, O., Filser, F., Kocher, P., Gauckler, L., Schärer, P. Clinical study of zirconiumoxide bridges in the posterior segments fabricated with the DCM-System. *Acta Med Dent Helv* 2000;**5**:131-39.
231. Suttor D, Hoescheler, S., Hauptmann, H., Hertlein, G., Bunke, K. . Lava™ - Das neue System von 3M Espe für vollkeramische Zirkoniumdioxid-Kronen- und Brückengerüste. *Quintessenz Zahntech* 2001;**52**:805-08.
232. Swain MV. Structure and properties of ceramics. *Verlagsgesellschaft, Weinheim* 1994.
233. Takamori ER, Cruz R, Goncalvez F, Zanetti RV, Zanetti A, Granjeiro JM. Effect of roughness of zirconia and titanium on fibroblast adhesion. *Artif Organs* 2008;**32**(4):305-9.
234. Tan K, Pjetursson BE, Lang NP, Chan ES. A systematic review of the survival and complication rates of fixed partial dentures (FPDs) after an observation period of at least 5 years. *Clin Oral Implants Res* 2004;**15**(6):654-66.
235. Theoharidou A, Petridis HP, Tzannas K, Garefis P. Abutment screw loosening in single-implant restorations: a systematic review. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2008;**23**(4):681-90.

236. Tinschert J. Materialkunde Zirkonoxid. *ZWP Spezial* 2001;**4**:43.
237. Tinschert J, Marx, R. Klinische Bewertung von Materialien für die Vollkeramik mit bruchmechanischen Methoden. *Stomatologie* 1997;**97**:66-69.
238. Tinschert J, Natt, G., Jorewitz, A., Fischer, H., Spiekermann, H., Marx, R. . Belastbarkeit vollkeramischer Seitenzahnbrücken aus neuen Hartkernkeramiken *Dtsch Zahnärztl Z* 2000;**55**:610-16.
239. Tinschert J, Schimmang, A., Fischer, H., Marx, R. Belastbarkeit von zirkonoxidverstärkter In-Ceram Alumina-Keramik. *Dtsch Zahnärztl Z* 1999;**54**:695-99.
240. Tripodakis AP, Strub JR, Kappert HF, Witkowski S. Strength and mode of failure of single implant all-ceramic abutment restorations under static load. *Int J Prosthodont* 1995;**8**(3):265-72.
241. Truninger TC, Stawarczyk B, Leutert CR, Sailer TR, Hammerle CH, Sailer I. Bending moments of zirconia and titanium abutments with internal and external implant-abutment connections after aging and chewing simulation. *Clin Oral Implants Res* 2012;**23**(1):12-8.
242. Valentine-Thon E, Schiwara HW. Validity of MELISA for metal sensitivity testing. *Neuro Endocrinol Lett* 2003;**24**(1-2):57-64.
243. Vigolo P, Givani A, Majzoub Z, Cordioli G. A 4-year prospective study to assess peri-implant hard and soft tissues adjacent to titanium versus gold-alloy abutments in cemented single implant crowns. *J Prosthodont* 2006;**15**(4):250-6.
244. Völkl L. Cercon® - Das CAM-Vollkeramiksystem von Degussa Dental. *Quintessenz* 2001;**52**:811-14
245. Walton TR. An up to 15-year longitudinal study of 515 metal-ceramic FPDs: Part 1. Outcome. *Int J Prosthodont* 2002;**15**(5):439-45.
246. Watkin A, Kerstein RB. Improving darkened anterior peri-implant tissue color with zirconia custom implant abutments. *Compend Contin Educ Dent* 2008;**29**(4):238-40, 42.
247. Weingart D, Steinemann S, Schilli W, Strub JR, Hellerich U, Assenmacher J, et al. Titanium deposition in regional lymph nodes after insertion of titanium screw implants in maxillofacial region. *Int J Oral Maxillofac Surg* 1994;**23**(6 Pt 2):450-2.
248. Weisgold AS, Arnoux JP, Lu J. Single-tooth anterior implant: a world of caution. Part I. *J Esthet Dent* 1997;**9**(5):225-33.
249. Welander M, Abrahamsson I, Berglundh T. The mucosal barrier at implant abutments of different materials. *Clin Oral Implants Res* 2008;**19**(7):635-41.

250. Wohlwend A, Studer, S., Schärer, P. Das Zirkonoxydabutment - ein neues vollkeramisches Konzept zur ästhetischen Verbesserung der Suprastruktur in der Implantologie. *Quintessence Zahntech* 22 1996.
251. Yildirim M, Edelhoff D, Hanisch O, Spiekermann H. Ceramic abutments--a new era in achieving optimal esthetics in implant dentistry. *Int J Periodontics Restorative Dent* 2000;**20**(1):81-91.
252. Yildirim M, Fischer H, Marx R, Edelhoff D. In vivo fracture resistance of implant-supported all-ceramic restorations. *J Prosthet Dent* 2003;**90**(4):325-31.
253. Yildirim M, Gustav, M., Spiekermann, H., Edelhoff, D. Keramische Abutments - Ein aktueller Überblick. *Implantologie* 2003;**11**:139-56.
254. Zarb JP, Zarb GA. Implant prosthodontic management of anterior partial edentulism: long-term follow-up of a prospective study. *J Can Dent Assoc* 2002;**68**(2):92-6.
255. Zembic A, Sailer I, Jung RE, Hammerle CH. Randomized-controlled clinical trial of customized zirconia and titanium implant abutments for single-tooth implants in canine and posterior regions: 3-year results. *Clin Oral Implants Res* 2009;**20**(8):802-8.

8. PUBLIKATIONEN

Nothdurft FP, Doppler KE, Erdelt KJ, Knauber AW, Pospiech PR:

Influence of artificial aging on the load-bearing capability of straight or angulated zirconia abutments in implant/tooth-supported fixed partial dentures.

Int J Oral Maxillofac Implants. 2010 Sep-Oct ;25(5) :991-8

Nothdurft FP, Doppler KE, Erdelt KJ, Knauber AW, Pospiech PR:

Fracture behavior of straight or angulated zirconia implant abutments supporting anterior single crowns.

Clin Oral Investig. 2011 Apr;15(2):157-63. Epub 2010 Jan 19.

9. DANKSAGUNGEN

Ich möchte mich bei Herrn PD Dr. med. dent. Frank Nothdurft für die Überlassung des Themas, sowie für das Gutachten für diese Dissertation sehr herzlich bedanken. Entscheidend für die Durchführung war seine großzügige und umfangreiche Hilfe.

Herrn Prof. Dr. med. dent. Peter Pospiech möchte ich ganz besonderen Dank aussprechen für die Gewährung der Nutzungsmöglichkeiten der wissenschaftlichen Einrichtung der Klinik für Zahnärztliche Prothetik und Werkstoffkunde der Universität des Saarlandes.

Herrn Andreas Knauber und Frau Evi Kraus danke ich für die Einweisung in die zahntechnischen Gerätschaften und die Unterstützung bei der Herstellung der Probekörper.

Bei der Fa. ASTRA TECH bedanke ich mich für die freundliche und kostenlose Bereitstellung der Implantate und Abutments.

Herrn ZTM Martin Propson und dem zahntechnischen Labor Schappé in Bexbach danke ich für die Unterstützung bei der Individualisierung der Abutments.

Dem zahntechnischen Labor Scheid in Merzig danke ich für die Unterstützung und Hilfestellung bei der Kronen- und Brückenanfertigung.

Vielen Dank an Herrn Enno Kreuter für die Darstellung der Grafiken.

Herrn Christian Woll danke ich für die Software-Einstellung des Worddokumentes.