

Aus dem Institut für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde (CC3)
Zahnärztliche Prothetik, Alterszahnmedizin und Funktionslehre
der Medizinischen Fakultät Charité – Universitätsmedizin Berlin

DISSERTATION

**In-vitro-Bewertung von 4-gliedrigen Brücken, die mit Hilfe des
Selektiven LASERSinterns hergestellt wurden**

zur Erlangung des akademischen Grades
Doctor medicinae dentariae (Dr. med. dent.)

vorgelegt der Medizinischen Fakultät
Charité – Universitätsmedizin Berlin

von

Uwe Stecher

aus Schwedt/Oder

Datum der Promotion: Berlin, den 22.06.2014

Inhaltsverzeichnis

1	Abstrakt/Abstract	1
2	Einleitung	3
2.1	Einführung in die Thematik	3
2.2	Grundlagen und Stand der Forschung	4
2.2.1	Historische Entwicklung der Zahnersatzherstellung	4
2.2.2	Verschiedene Methoden der Zahnersatzherstellung	9
3	Zahnersatzherstellungsverfahren im Einzelnen	13
3.1	Gusstechnik	13
3.2	CAD/CAM-Techniken	14
3.2.1	Subtraktive Technik – Fräsen	17
3.2.2	Additive Technik – das SLS-Verfahren	17
3.3	Vergleich von CAD/CAM-Verfahren in der Zahntechnik	23
3.4	Besonderheiten beim LASERSintern	24
4	Problemstellung	27
5	Ziel und Aufgabenstellung	29
6	Material und Methoden	31
6.1	Materialien	31
6.2	Versuchsaufbau	31
6.2.1	Modellherstellung	31
6.2.1.1	Originalmodell	31
6.2.1.2	Arbeitsmodellherstellung	33
6.2.1.3	Zementieren der Brückengerüste	35
6.3	Untersuchungsmethoden	36
6.3.1	Zement- und Randspaltmessungen	36

6.3.2	Bewertung der Gerüstqualität	39
6.3.3	Bestimmung der Bruchfestigkeit	41
6.3.3.1	Ohne Zementieren	41
6.3.3.2	Nach Zementieren	42
6.4	Mikroskopiertechniken	43
6.4.1	Lichtmikroskop	43
6.4.2	Rasterelektronenmikroskop (Ueda <i>et al.</i>)	45
6.5	Statistische Methoden und grafische Darstellung	45
7	Ergebnisse	47
7.1	Dimensionsgenauigkeit der Verbinderquerschnitte	47
7.2	Zement- und Randspaltnmessungen	48
7.2.1	Zement- und Randspalt von T1-Brücken mit 3 mm ² Verbinderquerschnitt	48
7.2.2	Zement- und Randspalt von T1-Brücken mit 4 mm ² Verbinderquerschnitt	53
7.2.3	Zement- und Randspalt von T1-Brücken mit ansteigendem Verbinderquerschnitt (4–6–8 mm ²)	55
7.2.4	Zement- und Randspalt von T2-Brücken mit 4 mm ² Verbinderquerschnitt	57
7.2.5	Zement- und Randspalt von T2-Brücken mit ansteigendem Verbinderquerschnitt (4–6–8 mm ²)	60
7.3	Biegefestigkeit	64
7.3.1	Biegefestigkeit ohne Zementierung auf dem Modellstumpf	64
7.3.2	Biegefestigkeit mit Zementierung auf dem Modellstumpf	66
7.4	Gerüstqualität	67
7.5	Bruchflächenbewertung	68
8	Diskussion	70
8.1	Vergleich von Brücken aus Legierungspulver Typ 1 vs. Typ 2	72

8.1.1	Zementspalt von Brücken mit Verbinderquerschnitt von 3 mm ²	72
8.1.2	Zementspalt von Brücken mit Verbinderquerschnitt von 4 mm ²	73
8.1.3	Zementspalt von Brücken mit ansteigendem Verbinderquerschnitt (4–6–8 mm ²)	73
8.1.4	Randspalt von Brücken mit Verbinderquerschnitt von 3 mm ²	75
8.1.5	Randspalt von Brücken mit Verbinderquerschnitt von 4 mm ²	75
8.1.6	Randspalt von Brücken mit ansteigendem Verbinderquerschnitt (4–6–8 mm ²)	76
8.2	Vergleich der Randspaltgrößen in Abhängigkeit vom Typ der Legierung	78
8.3	Korrelation zwischen Zementspalt und Randspalt bei Brückengerüsten aus Legierungspulver Typ 1 und Legierungspulver Typ 2	79
8.4	Gesamtbewertung aller Messungen der Zement- und Randspalten	82
8.5	Bewertung der Biegefestigkeitsuntersuchungen	86
8.6	Zusammenfassung	88
9	Literaturverzeichnis	91
10	Eidesstattliche Versicherung	98
11	Lebenslauf	99
12	Abkürzungsverzeichnis	100
13	Danksagung	101

1 Abstrakt

Der technologische Fortschritt und insbesondere die Entwicklung leistungsstarker Computersysteme führten in den letzten Jahrzehnten zu einer kontinuierlichen Verbesserung der CAD/CAM-Systeme im Allgemeinen und speziell in der Fertigung zahntechnischer Konstruktionen. Bis dato hat sich das subtraktive Fräsverfahren in der Zahnheilkunde etabliert. Mit dem Selektiven LASERSintern (SLS) steht ein neues additives Fertigungsverfahren in den Startlöchern, das von den Herstellern als effizientes und materialsparendes CAD/CAM-System beworben wird, welches für die Herstellung hoher Stückzahlen individueller prothetischer Konstruktionen geeignet scheint. Diese Arbeit beleuchtet die qualitativen Aspekte des SLS-Verfahrens und beurteilt, ob die hergestellten Konstruktionen den Anforderungen des zahnärztlichen Alltags gerecht werden.

In vitro untersucht wurden 4-gliedrige im SLS-Verfahren hergestellte Brücken. Bewertet wurden die Qualität der inneren Struktur, die Rand- und Zementspaltgeometrie, die daraus resultierende Passgenauigkeit und die Maßhaltigkeit. Des Weiteren wurde die Biegebruchfestigkeit der Brückengerüste in Abhängigkeit von der Querschnittsgeometrie analysiert. Im Ergebnis kann den SLS-Brückengerüsten eine ausreichende Festigkeit bzw. ein gutes Biegebruchverhalten bescheinigt werden. Auch die Randspaltbreiten der Kronen sind akzeptabel, wenn auch sehr stark variierend. Die Zementspaltgeometrie erscheint in der SLS-Fertigung nicht vorhersagbar. Es finden sich permanent in das Kroneninnere hereinragende zapfenförmige Strukturen, die das Abfließen visköser Zemente massiv behindern und somit das Zementieren der Konstruktionen in der gewünschten Endposition unmöglich machen. Die Maßhaltigkeit – insbesondere der Verbinder - ist für zahntechnische Konstruktionen noch nicht ausreichend. Die Gerüstqualität wird bestimmt durch Lunker im Volumen. Größere Defekte und Mikrospalten an den Oberflächen und das Auftreten von Spaltkorrosion im Kroneninneren mit Schädigung der Pulpa sind zu erwarten. Basierend auf diesen Erkenntnissen, kann zusammenfassend festgestellt werden, dass mit der SLS-Technik gefertigte Brücken, wenn auch akzeptabel in ihrer Stabilität und Festigkeit, nicht verlässlich und vorhersagbar herstellbar sind, was die Zementspaltgenauigkeit betrifft.

Summary

Over the last decades, technological progress and especially the development of high-performance computer systems have led to continuous improvements of CAD/CAM systems in general and in the manufacturing of dental technical works. Until present, the subtractive milling procedure has become firmly established. Manufacturers advertise selected laser sintering (SLS) as a new manufacturing method, combining efficiency and material-saving CAD/CAM system, designed for production of high quantities of individual prosthetic constructions. This study gives considerations on the qualitative aspects of the SLS-method, also anticipating whether the constructions manufactured are able to meet the requirements of daily dental practice.

Subject to in vitro investigations, were four-unit-bridges manufactured using the SLS-technique. This survey rated the quality of the internal structure, the marginal gap and the gap of the cementum geometry, as well as the precision fit resulting from this and the dimension accuracy. Furthermore, analyses were carried out concerning the flexural strength of the bridge frameworks in relation to the cross-sectional geometry. Finally, SLS-bridge frameworks may be certified to render a sufficient structural stability resp. flexural strength. As far as the marginal gaps are concerned, they turned out to be acceptable, even though they show a broad variance scattering of values. The geometry of the cementum gap is hard to predict in SLS-manufacturing. Permanently, there might result cone-shaped structures protruding into the inner part of the crown. They impede the flowing away of viscous cements and thus make it impossible to cement the constructions in the desired final position. The dimension accuracy – especially of the connectors – has not been sufficiently elaborated for dental-technical constructions. The quality of the framework is characterized by various defects in the bulk. Major defects and micro cracks on the surfaces, the appearance of gap corrosion in the inner part/region of the crown with damage of the pulp may be expected. Based on these results, it may be concluded that devices produced using SLS-technique are acceptable in stability and strength, however, not in the prediction of accuracy of the cement gaps.

2 Einleitung

Die Herstellung von individuell strukturiertem und angepasstem Zahnersatz mit Hilfe moderner Fertigungstechniken ist inzwischen in vielen Laboren Stand der Technik.

Die CAD/CAM-Technik hat für den zahntechnischen Anwendungsbereich große Fortschritte gemacht.

Optische Abtastung von Modelloberflächen, wie auch im Mund des Patienten, sind soweit entwickelt worden, dass qualitativ hochwertiger Zahnersatz hergestellt werden kann und bestehende Ressentiments immer mehr verblasen.

Neue Strategien der Fertigung wurden entwickelt, so auch das Selektive LASERSintern (SLS). Als additives Verfahren bietet es insbesondere den Vorteil, komplizierte Strukturen herstellen zu können und gleichzeitig sehr sparsam mit den Ressourcen umzugehen.

Im Falle der Herstellung von grazen metallischen Gerüstkonstruktionen aus mikrofeinen Pulvern mit Hilfe stark fokussierter LASERstrahlung bleibt allerdings die Frage, in wie weit die geforderte Präzision im Hinblick auf Dimensionstreue und Passgenauigkeit sowie die Anforderungen an die Qualität gewährleistet werden können.

So wurden im Rahmen dieser Studie Untersuchungen an 4-gliedrigen, SLS-gefertigten Brücken aus CoCr-Legierungspulvern zur Passgenauigkeit und Gerüstqualität durchgeführt.

2.1 Einführung in die Thematik

Es gibt unterschiedliche Möglichkeiten, individuell gefertigte zahnärztliche Restaurationen herzustellen, die alle Unikate darstellen.

Die klassische Gusstechnik (Marxkors, 1980b) war über Jahrzehnte das Verfahren der Wahl und wird noch immer von vielen Zahnärzten bevorzugt.

Mit der Entwicklung der CAD/CAM-Technologien und der rasanten Verbesserung im Bereich der Computertechnik wurde es besser möglich, auch hochkomplizierte Gebilde und aufwändige Strukturen, wie sie beispielsweise in der Medizin und Zahnmedizin verwendet werden, herzustellen.

Das Bestreben, individuelle zahntechnische Konstruktionen gut und preiswert zu fertigen, nahm immer mehr zu und die sehr variablen Einsatzmöglichkeiten der

CAD/CAM-Technologien wurden alsbald von der Industrie und den Endabnehmern, den zahntechnischen Laboren, erkannt, und so hielt die CAD/CAM-Technologie Einzug in die Zahntechnik.

Beim Einsatz der CAD/CAM-Technik wird zunächst ein virtuelles Modell erstellt, das dann auf verschiedenen Wegen in die eigentliche Arbeit überführt wird. Wird dabei auf das Fräsen / Schleifen, zum Herausarbeiten aus einem Materialrohling zurückgegriffen, handelt es sich um ein subtraktives Verfahren, im Gegensatz zum Drucken oder LASERSintern, bei dem mit Hilfe von Pulvern das Objekt aufgebaut und so von einem „additiven Verfahren“ gesprochen wird, wie in Abb. 1 dargestellt.

Worin sich die genannten Verfahrenswege unterscheiden und welche Vor- und Nachteile daraus erwachsen, wird im Folgenden dargestellt.

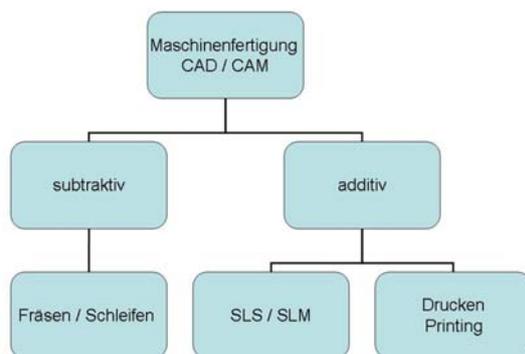


Abb. 1: Schematische Darstellung der CAD/CAM-Fertigungsstrategien

2.2 Grundlagen und Stand der Forschung

2.2.1 Historische Entwicklung der Zahnersatzherstellung

Die Wiederherstellung der Kaufunktion und der Ersatz fehlender Zähne haben die Menschen schon immer beschäftigt. Ein territorial oftmals sehr unterschiedlicher Stand der Zahnersatzherstellungsmöglichkeiten und -fähigkeiten lässt sich über tausende von Jahren bis in die Gegenwart konstatieren. Eines jedoch zieht sich wie ein roter Faden durch die Geschichte der Zahnmedizin: der Wille, bei der Herstellung von Zahnersatz vorhersagbare Ergebnisse zu erreichen und die Präzision zu erhöhen.

Der Entwicklungsstand der Zahnersatzherstellung korreliert meist direkt mit dem kulturellen Stand einer Gesellschaft und zeigte auch immer das Niveau der technischen Möglichkeiten auf. Daraus resultierten und resultieren bis heute noch massive Qualitätsunterschiede in der Qualität der zahnärztlich prothetischen Versorgungen zwischen unterschiedlichen Staaten und Gesellschaftsformen.

Die ersten prothetischen Arbeiten wurden vermutlich bei den Etruskern, also etwa im ersten Jahrtausend v. Chr., angefertigt. Man machte bei archäologischen Ausgrabungen Funde aus dieser Zeit. Insbesondere Goldschmiedebänder als Brückenanker zeugen vom hohen Stand der Technik bei den Etruskern.

Funde von Mayaschädeln, die aus dem 9. Jahrhundert v. Chr. stammen, wiesen zahlreiche Zähne auf, die mit Inlays aus Jade und Türkis verziert waren. Hier gehen die Meinungen auseinander, ob es sich um Schmuckarbeiten oder eher um funktionell orientierten Zahnersatz handelte.

1862 entdeckte Ch. Gaillardot bei Ausgrabungen in der Nähe von Sidon (Frankreich) eine prothetische Arbeit, die auf 400 v. Chr. datiert wurde. Bei diesem Fund waren vier Unterkieferzähne mit zwei dazwischen gelagerten geschnitzten Elfenbeinzähnen über Golddrähte verbunden worden. Ähnliches ist auch aus dem alten Ägypten bekannt, allerdings wurden die Zähne hier post mortem eingesetzt.

Die Phönizier bevorzugten um 400 v. Chr. den Ersatz fehlender Zähne durch tierische oder andere menschliche Zähne (Ring, 1997).

Auch Implantate gab es im Altertum schon. 1931 fand Dr. W. Popnoe in Honduras ein Unterkieferfragment mit drei aus Muscheln gefertigten Frontzahnimplantaten, die etwa 600 Jahre n. Chr. eingebracht wurden und von denen zwei komplett osseointegriert erschienen.

1728 veröffentlichte Pierre Fauchard ein erstes Buch zur Erläuterung der Herstellung von Stützähnen und Totalprothesen (Ring, 1997; Lynch *et al.*, 2006; Spielman, 2007).

Claude Mouton beschrieb schon 1746 Goldkappen für zerstörte Zähne.

1756 gab der Hofzahnarzt von König Wilhelm I., Philipp Pfaff, ein erstes Buch über die Abformungen des Kiefers, die Gipsmodellherstellung und die Bissregistrierung heraus.

1870 erfand W.N. Morrison die Ringdeckelkrone - auch „Bandhülsenkrone“ genannt, die später weit verbreitet war. Insbesondere vor der Erfindung der Gusstechnologie, doch auch noch lange, nachdem sich die Gussverfahren durchsetzten, wurden diese Kronen weltweit angefertigt und eingegliedert und ihre Herstellung an den Universitäten gelehrt. Die Qualitätskriterien, wie Randschluss und Materialbeständigkeit, wurden allerdings nicht annähernd den heutigen Maßstäben gerecht.

Nach der Etablierung der Gusstechnik wurden zunächst Kauflächen und später ganze Kronen gegossen.

1888 entwickelte H.G. Bennett die Teilkrone als Brückenanker zum Ersatz fehlender Zähne.

Die Entwicklung der Gussmaschine und der Einbettmasse durch W.H. Taggart im Jahre 1907 ermöglichte es nun, die Gussobjekte direkt zu modellieren und abzugießen.

Der Wunsch nach ästhetischen, zahnfarbenen Ersatzzähnen führte zu der parallel verlaufenden Entwicklung von Keramikzähnen und keramischen Prothesen.

Bereits zu Beginn des 19. Jahrhunderts tauchten die ersten sogenannten „Porzellangebisse“ auf (N. Dubois de Chemant), was einen erheblichen Fortschritt bedeutete, da der Zahnersatz jetzt aus anorganischem und beständigerem Material bestand.(Sugden, 1983; Ring, 1997).

Fonzi erfand 1808 den keramischen Einzelzahn, der mit einer Platinnadel, die in die Rückseite eingelassen war, im Zahnersatz befestigt wurde. Menschliche Zähne wurden jedoch trotzdem noch lange verwendet.

1888 entwickelte C. H. Land eine Methode zur Herstellung von Keramikinlays auf einer Platinblechmatrix. Land war es auch, der 1903 die erste ästhetisch aussehende Porzellan-Jacketkrone beschrieb und herstellte, was nicht zuletzt der Tatsache zuzuschreiben ist, dass 1894 der elektrische Brennofen erfunden wurde.

Es dauerte noch weitere 20 Jahre, bis sich die Jacketkrone am Markt durchsetzte und in den Praxen Einzug hielt. Eine Ursache dafür waren sicherlich die Qualitätsschwankungen, die aus der starken Schrumpfung der Keramikmassen beim Brennen resultierten und die auch heute noch erhebliche Probleme bereiten können.

Insbesondere die amerikanischen Zahnärzte waren in dieser Zeit sehr innovativ und kreativ, was nicht zuletzt auch auf den rasch ansteigenden Bedarf an Zahnersatz durch den Anstieg der Bevölkerungszahlen zurückzuführen war.

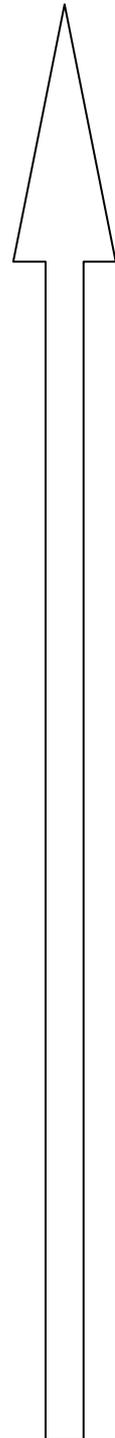
In den 60er Jahren des 20. Jahrhunderts entwickelten die Firma Vita-Zahnfabrik (Bad Säckingen) und die Firma Degussa Dental (Frankfurt) gemeinsam die Vita[®]-Metall-Keramik (VMK), so dass nun endlich auch die Herstellung zahnfarbener Seitenzahnkronen und -brücken in optimaler Qualität möglich war. Dieses Verfahren wurde über Jahrzehnte weiterentwickelt, und diverse Langzeitstudien belegen bis heute den hohen Standard dieses Verfahrens, an dem sich die darauf folgenden Herstellungstechnologien messen lassen mussten.

Parallel zum Verfahren der Verblendkeramik entwickelte kunststoffverblendete Metallgerüste konnten sich zunächst nicht durchsetzen, auf Grund unzureichender Verbundfestigkeit und mangelnder Ästhetik. In den 1980er Jahren erfuhren die kunststoffverblendeten Metallgerüste eine Renaissance durch die Entwicklung neuer Verblendtechniken und verbesserter Kunststoffen (Tanaka *et al.*, 1981; Tiller *et al.*, 1984; Musil, 1987; 1988; Völlm, 1989; Matsumura *et al.*, 1990; Meiners *et al.*, 1990; Müller *et al.*, 1995).

Das enorm gestiegene Ästhetikbewusstsein und der Wunsch nach biokompatibleren Materialien führten und führen gerade in den letzten Jahrzehnten zu einer deutlichen Optimierung vollkeramischer Systeme. Am Einsatz computergesteuerter Systeme zur Erfassung der Präparationen und Dimensionen und zur Steuerung von CNC-Maschinen führte kein Weg vorbei, und das Ziel, die Ergebnisse in der Zahnersatzherstellung vorhersagbarer zu machen sowie die Präzision zu erhöhen, scheint in greifbare Nähe zu rücken.

Tab. 1: Historischer Abriss der Entwicklung der Herstellung von Zahnersatz nach Ring (Ring, 1997; Kumar *et al.*, 2010)

2010	Optimierung von Scannern und Fräsgeräten
2003	Breite Einführung von CAD/CAM-Arbeitsplätzen für das Zahntechnik-Labor
2001	Einführung des LAVA-Systems (ESPE)
1997	Optische Digitiser zur Abtastung von Modelloberflächen DCS/CAD/CAM-Fräsmaschine für Ti und HIP Zirkon
1995	Einführung des LASERSchweißens in die Zahntechnik
1993	Erster mechanischer Scanner zur Digitalisierung von Modelloberflächen für größere Arbeiten
1990	Einführung des Titangusses in die Zahntechnik
1984	Einführung des CEREC-Systems (Chaire site)
1980	Möhrmann und Brandestini: Cerec-System
1971	F.-Durets erste Versuche der CAD/CAM-ZE-Fertigung
1950	Firma Vita und Firma Degussa: Vita [®] -Metall-Keramik
bis 1950	kunststoffverblendete Metallgerüste
1903	Jacketkrone (C.H. Land)
1894	keramischer Brennofen
1888-1894	Entwicklung der Keramikinlays
19. Jh.	Teilkronen als Brückenanker (H. G. Bennett, 1888)
ab 1808	Keramikzähne und Keramikgebisse
18. Jh.	Abformungslehre und Bissregistrare (P. Pfaff)
18. Jh.	Stiftzähne und Totalprothesen (Pierre Fauchard)
400 v. Chr.	Unterkiefer-Brücken aus Elfenbein und Golddraht
400 v. Chr.	Phönizier: erster Zahnersatz aus Tier- und Menschenzähnen
600 v. Chr.	Implantate aus Muscheln in der Region von Honduras
900 v. Chr.	Maya: erste Inlays aus Jade und Türkis
1000 v. Chr.	Etrusker: erste Brückenanker aus Goldschmiedebändern



2.2.2 Verschiedene Methoden der Zahnersatzherstellung

Wie schon im geschichtlichen Überblick dargestellt, haben sich die Möglichkeiten zur Herstellung eines individuell angepassten Zahnersatzes sehr verändert und entwickelt, von der reinen Handarbeit hin zur ausschließlichen Maschinenfertigung.

So kann zwischen dem klassischen Verfahren der Gusstechnik, das mit einer verlorenen Form arbeitet, und den modernen CAD/CAM-Verfahren (**C**omputer **A**ided **D**esign/**C**omputer **A**ided **M**anufacturing), deren labortechnischer Ablauf in Abb. 2 dargestellt ist, unterschieden werden.

Grundprinzipien und Verfahrensunterschiede sollen im Folgenden dargestellt werden.

Der in Tab. 2 aufgeführte Versuch des Vergleichs der Arbeitsschritte für die beiden Verfahrenswege soll helfen, dies zu verdeutlichen. Dabei zeigt sich, dass insbesondere bei der Erfassung der Präparationsparameter und der Herstellung des Modells wesentliche Unterschiede sichtbar werden.

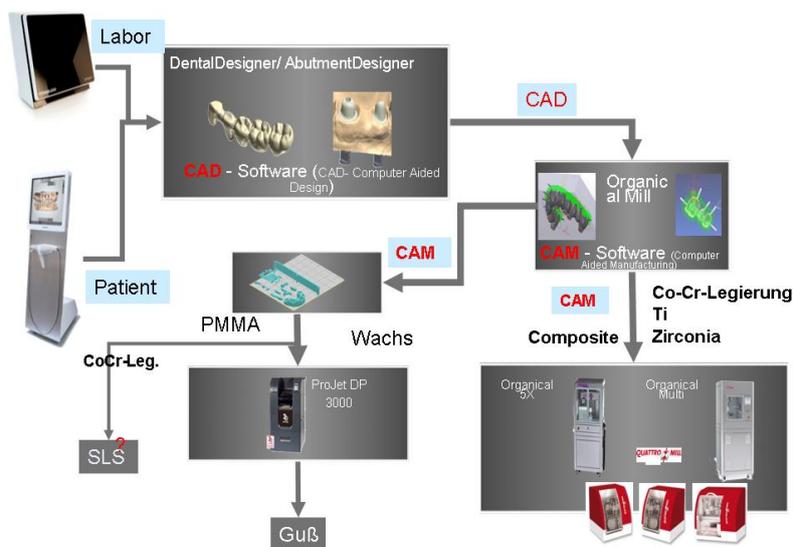
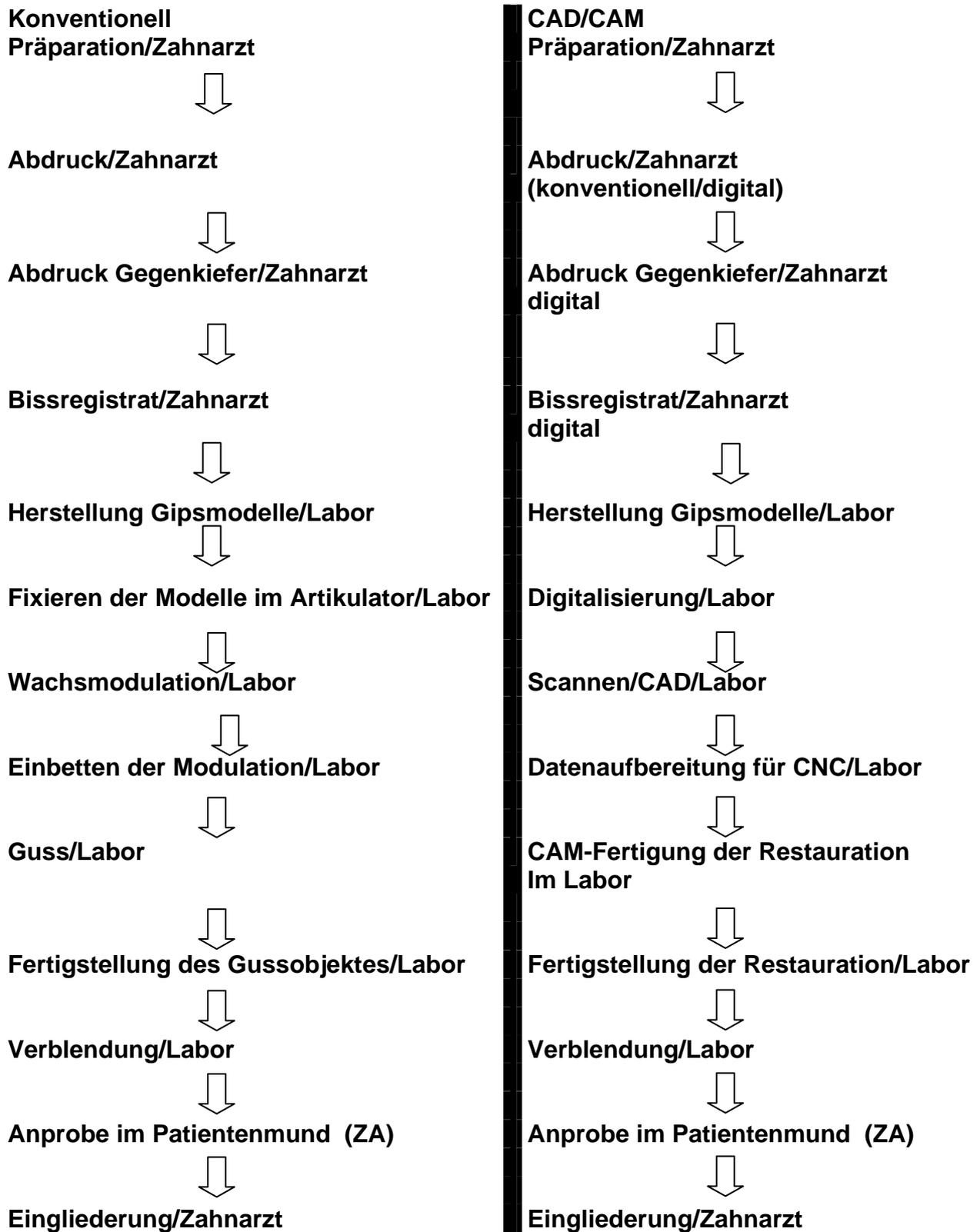


Abb. 2: CAD/CAM-Fertigungsablauf im Labor nach (www.CCtechnik.com)

Tab. 2: Konventionelle Zahnersatzherstellung vs. CAD/CAM–Herstellung



Metallkeramische Versorgungen werden seit über fünf Jahrzehnten erfolgreich in der Zahnheilkunde genutzt und stellen noch immer den Hauptanteil der eingesetzten prothetischen Konstruktionen dar. Das System des Metall-Keramikverbundes hat sich unter klinischen Bedingungen bewährt und stellte Mitte der achtziger Jahre des letzten Jahrhunderts das Mittel der Wahl für die Herstellung von zahnfarbenem und dauerhaft festsitzendem Zahnersatz dar (Pospiech *et al.*, 2004). Anfang der 90er Jahre wurde die metallkeramische Krone von allen Kronenarten am häufigsten eingesetzt, wobei die kunststoffverblendete Krone praktisch nicht mehr vorkam (Mansour, 2008).

Die für die keramische Verblendung notwendigen Metallgerüste, wurden bisher üblicherweise gegossen. Die hierbei auftretenden fertigungstechnischen Probleme führten zu diversen Qualitätsmängeln, wie z. B. Lunker, Dimensionsänderungen, Verzügen und Abplatzungen. Die Herstellung im Gussprozess erfordert Zeit und ist sehr von der handwerklichen Fertigkeit des jeweiligen Zahntechnikers abhängig. Qualitätsschwankungen waren hier keine Seltenheit und sind praktisch auch trotz sorgfältigster Verarbeitung nie auszuschließen. Maßgeblich für den dauerhaften Erfolg ist die Randedichtigkeit, die durch eine passgenaue Krone erreicht wird und so den Zahn schützt und die Funktion wieder herstellt (Knappwost, 1950).

Die gegossenen und später verblendeten Konstruktionen stellen ausnahmslos Unikate dar, die in einem extremen Testraum, der Mundhöhle, den unterschiedlichsten und permanent variierenden Belastungen ausgesetzt sind. Angefangen bei permanenter Feuchtigkeit über schwankende pH-Werte, ständig wechselnde Temperaturen bis hin zum Einfluss unterschiedlichster Enzyme. Dies und noch viele weitere ungünstige Faktoren muss der Zahnersatz im Dauerbetrieb ertragen können. Eine schwankende Werkstoffqualität, ungenaue Gestaltung oder bereits geringfügige Dimensionsschwankungen im Mikrometerbereich führen zu Problemen wie Korrosion und/oder mechanischem Versagen (Sorensen, 1990; Beschnidt & Strub, 1999; Gu & Kern, 2003; Yeo *et al.*, 2003; Bindl & Morman, 2005; Kokubo, 2005). Mangelnde Abdichtung kann zur bakteriellen Invasion und somit zur Schädigung der Pulpa, verbunden mit Korrosion und Verfärbung im Bereich des Randspalts führen. Auch aus diesem Grunde wäre eine maschinelle Produktion, mit reproduzierbarer Qualität in Dimension und Materialqualität der o. g. Guss- und Verblendtechnik, die nun einmal bis dato hauptsächlich reine Handarbeit darstellt, vorzuziehen. Dies wäre umso effektiver, wenn es gelingen würde, manuelle Nacharbeiten auf ein Minimum zu reduzieren oder ganz zu vermeiden.

Es stellt sich die Frage, ob es nicht möglich und sinnvoll wäre, Kronen, Brücken und andere zahntechnische Konstruktionen maschinell herzustellen.

Industrielle Großserienproduktionen, z. B. im Automobilbau, werden heutzutage nur noch maschinell gefertigt. Die Anforderungen an Präzision, Formstabilität, Korrosionsstabilität und Oberflächengüte sind als außergewöhnlich hoch einzustufen, und können dennoch erfüllt werden. Qualitativ hochwertige Kronen und Brücken bestechen selbstverständlich durch hohe Biokompatibilität und die damit verbundene Beständigkeit im Patientenmund, sowie eine optimale Ästhetik, doch als Haupterfolgskriterien sind hier der Randschluss und die innere Passgenauigkeit einzustufen (Sorensen, 1990; Beschmidt & Strub, 1999; Gu & Kern, 2003; Yeo *et al.*, 2003; Bindl & Morman, 2005; Kokubo, 2005; Hmaidouch, 2011).

Mit dem Einzug der computergestützten maschinellen Fertigung von Zahnersatz steht nun eine vielversprechende Alternative bereit. Der Qualitätsanspruch, der durch die CAD/CAM-Herstellungsmethoden entsteht, hochpräzise Fertigung in allen Details, bietet heute den Schlüssel zu einer hochwertigen und dauerhaften Versorgung. TINSCHERT *et al.* (Tinschert & Natt, 2007) zufolge sind industriell verarbeitete Werkstoffe hinsichtlich ihrer Reinheit, der Homogenität und der Qualität des Materials solchen Materialien überlegen, die mit konventionellen handwerklichen Verfahrensweisen weiter verarbeitet werden.

Bereits 1971 begründete Francois Duret die computergesteuerte Zahnersatzfertigung, die im nachfolgenden „CAD/CAM-ZE-Fertigung“ genannt wird. Hierbei wird ein spezieller Datensatz erstellt und dann an eine CAD/CAM-Fräsmaschine weitergegeben, um aus einem Werkstoffrohling (Metall, Kunststoff, Keramik) das geforderte Formteil zu fräsen. Mit der zunehmenden Leistungsfähigkeit der Computersysteme und der optischen Erfassungssysteme/LASERscanner erhöhten sich sukzessive die Leistungsfähigkeit und Effektivität der Computer-Frässysteme.

Doch erst im Jahre 1980 gelang es MÖHRMANN und BRANDESTINI (Mörmann & Brandestini, 1996; 2006) mit dem CEREC-System ein praxistaugliches CAD/CAM-Frässystem vorzustellen, wobei auch hier noch großes Potential hinsichtlich der Weiterentwicklung des Scannersystems und der Kapazität des Rechners bestand.

Gerade aufgrund der rasanten Entwicklungen der LASER- und Computertechnologie in den letzten Jahrzehnten wurde aus der anfänglich noch belächelten CAD/CAM-Frästechnologie bald eine ernsthafte Alternative zu den althergebrachten

Gussverfahren. Die Genauigkeit und Homogenität der Fräskonstruktionen steht den im Gussverfahren hergestellten Objekten in nichts nach, ist diesen inzwischen sogar deutlich überlegen.

3 Zahnersatzherstellungsverfahren im Einzelnen

3.1 Gusstechnik

Die verschiedenen Arbeitsschritte bei der Herstellung eines individuellen Gussobjektes bieten eine Vielzahl Fehlermöglichkeiten. Das beginnt bei der Wachsaufstellung, die trotz langjähriger Erfahrung eines Technikers nie zu einer einheitlichen Wandstärke der Krone führt, geht über die Einbettmasse und deren Verarbeitung bis hin zum Guss und dessen Nachbearbeitung. All dies führt zu den bekannten Problemen bei der Passgenauigkeit größerer Konstruktionen, die sich in Randspaltbreiten von bis zu 200 μm zeigen (Kerschbaum, 1995; 1998).

Bereits im Jahre 1980 wies Marxkors darauf hin, dass es klinisch trotz aller Bestrebungen unmöglich ist den Randspalt auf die gewünschten 30 - 50 μm zu reduzieren (Marxkors, 1980a).

Wie groß oder klein letztlich der Randspalt sein darf, darüber gehen die wissenschaftlichen Meinungen auseinander. Schon 1958 forderten Dreyer/Jorgensen et. al. eine Randspaltbreite von 50 μm für Kronen- und Brückenarbeiten, die bereits definitiv zementiert waren, was bis heute bei den meisten eingesetzten zahnärztlichen Konstruktionen nicht erreicht wird (Joergensen, 1958).

Für Rehberg stellte ein Randspalt von 20 μm das Optimum dar, dies wurde allerdings unter Laborbedingungen erreicht und stellt heute noch einen absoluten in vitro Spitzenwert dar (Rehberg, 1971).

Deshalb bewerten diverse Autoren diese beiden letzten Aussagen sehr kritisch, da sie für den klinischen Alltag in Praxis und Labor unrealistisch, praktisch nicht realisierbar erscheinen (Eichner & Voss, 1971; McLean & von Fraunhofer, 1971; Bieniek & Küpper, 1988; Schlegel *et al.*, 1991; Böning, 2000; Kokubo, 2005). Gelingt es nicht, die Randspaltmaße zu minimieren und den Zementspalt entsprechend einzustellen, so wird

das Problem der Sekundärkaries an Kronen- und Brückenkonstruktionen dauerhaft bestehen bleiben.

Die Entstehung der Kariesläsionen am Kronenrand und die oft daraus resultierende Schädigung der Pulpa stellen trotz aller Verbesserungen nach wie vor ein Kardinalproblem in der Zahnheilkunde dar. Das Eindringen von Mikroorganismen ins Gewebe und die Auswirkungen ihrer Toxine schädigen die Zahnhartsubstanz und das Weichgewebe nachhaltig und es ist unbestritten, dass hier ein direkter Zusammenhang mit der Randspaltbreite besteht. Eine Krone sollte einen möglichst kleinen und dichten Randspalt aufweisen.

3.2 CAD/CAM-Techniken

Der Begriff „CAD/CAM-Technologie“ kommt aus dem Englischsprachigen und setzt sich aus folgenden Komponenten zusammen:

CAD - Computer Aided Design = computerunterstütztes Design

CAM - Computer Aided Manufacturing = computerunterstützte Herstellung.

In älteren Veröffentlichungen wird meist noch von „CIM“ - Computer Integrated Manufacturing = computerintegrierte Fertigung - anstatt des heute üblichen Terminus „CAD/CAM-Technologie“ gesprochen.

Wie im Schema der Abb. 3 zu sehen, ist der Fertigungsablauf durch vier wesentliche Teilschritte charakterisiert.

CAD-CAM Prozeßschritte

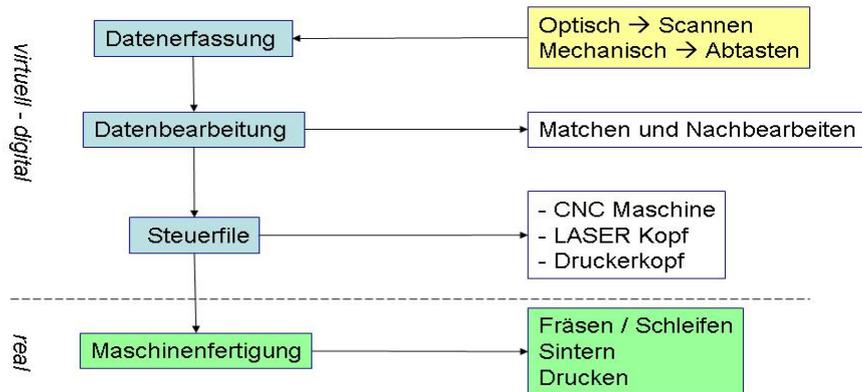


Abb. 3: Schematische Darstellung des Fertigungsablaufes bei Einsatz der CAD/CAM-Technik

Der digitalen Erfassung und Speicherung der Präparation im Munde oder auf dem Modell folgt die Aufbereitung der Messdatensätze für die computergestützte Konstruktion des Zahnersatzes. Die CAD-Software spielt dabei eine entscheidende Rolle und unterliegt einem ständigen Wandel. Aus den Ingenieurwissenschaften ist das sog. „Reverse Engineering“ übernommen und vervollständigt worden, was im Grunde bedeutet, dass nicht auf einen Entwurf das Modell folgt, sondern erst das reale Modell existiert, von dem danach ein Datensatz virtuell im Computer generiert wird.

Erfassung und Speicherung sowie Digitalisierung der Daten der jeweiligen zahntechnischen Konstruktionen stellen die Grundvoraussetzungen für jedes CAD/CAM-System in der Zahnheilkunde dar. Die anfänglich favorisierte mechanische Abtastung wurde aufgrund ihres stark begrenzten Einsatzbereiches (es war nur die Datenerfassung von Kronen- und Brückengerüsten möglich) bald von der optischen Digitalisierung abgelöst. Damit waren nun auch die Erfassung deutlich aufwändigerer Objekte und sogar die okklusale Reliefgestaltung möglich, was einen entscheidenden Fortschritt bedeutete (Tinschert & Natt, 2007).

Allein durch die Digitalisierung der Präparation entfallen, im Vergleich zur konventionellen Gerüsterstellung im Gussverfahren, diverse Arbeitsschritte, wie das sogenannte „Aufwachsen der Restauration“, das Einbetten des Wachsobjektes, das Austreiben des Wachses und der Guss (siehe Tab. 2, Seite 10).

Dabei spielt nicht nur der Zeitgewinn eine Rolle. Die oben erwähnten eingesparten Arbeitsschritte beinhalten diverse material- und prozessrelevante Fehlerquellen, die in ihrer Summe zu enormen Volumen- und Formänderungen des Gussobjektes führen können (Marxkors & Meiners, 1993).

Ein wesentlicher Ansatzpunkt für die CAD/CAM-Technik liegt in der Sicherung einer reproduzierbaren Qualität der Dimensionen zahnärztlicher Konstruktionen. Sowohl die Dimensionstreuung der Gerüst- und Wandstärken, als auch die planbare Reproduktion verlässlicher Spaltbreiten für den Befestigungszement sind Vorteile gegenüber althergebrachten konventionellen Verfahren. Damit verbunden sind „einstellbare“ minimierte Randspalten, die die Lebens- und Funktionsdauer zahnärztlicher Konstruktionen sichern (Joergensen, 1958).

Die in den letzten zehn Jahren stattgefundenene Entwicklung der CAD/CAM-Technik für die Anwendung im zahnärztlichen Bereich hat in dieser Hinsicht einen entscheidenden Schritt von der „nur“ modernen Technik hin zu einer Technik mit besonderen qualitativen Ansprüchen gemacht.

Aus der Sicht der Qualität war der Einsatz der Frästechnik und somit des subtraktiven Verfahrens zur Herstellung von Zahnersatz nur folgerichtig. Ein Mangel dieser Verfahrensweise ist der nicht zu vermeidende Materialverlust.

Ein sparsamer Einsatzes von Material kann durch die Anwendung von additiven Verfahren erreicht werden. Das sogenannte „Selektive LASERSintern oder -schmelzen“ (SLS – selective LASERSintering oder auch SLM - selective LASERMelting) ein schon relativ lange im Kunststoffbereich bekanntes Modellbauverfahren, ist ein solches (Kaddar, 2010).

Zum besseren Verständnis werden die CAD/CAM-Verfahrenswege zur Herstellung individuellen Zahnersatzes im Folgenden vorgestellt.

Wie schematisch in Abb. 3 (Seite 15) dargestellt, ist der Arbeitsfluss der CAD/CAM-Technik zweigeteilt, in den Abschnitt der Datenerfassung und Modellerstellung und in den der programmgesteuerten Maschinenherstellung.

Im zweiten Schritt teilen sich dann auch die Verfahrensbezeichnungen, abhängig davon, ob aus dem Vollen gearbeitet (subtraktiv) oder durch gezielte Materialapposition (additiv) ein individuelles Formteil hergestellt wird.

3.2.1 Subtraktive Technik – Fräsen

Das CNC-Fräsen ist das bis heute am weitesten verbreitete CAD/CAM-Verfahren in der Zahnheilkunde. CNC steht für „Computer Numeric Control“.

Zur Fertigung der Konstruktionen muss sowohl die Innenkontur als auch die Außenkontur der Restaurationen in ein durch die Steuerung der CNC-Maschine lesbares Format der Werkzeugbahnen überführt werden. Ein enormes Know-How ist notwendig, um dem entsprechenden Bearbeitungssystem und den unterschiedlichen Materialparametern gerecht zu werden.

Die Fräsmaschinen arbeiten im Falle der Metallbearbeitung spanend und stellen aus vorgefertigten unterschiedlich großen Materialblöcken durch Fräsen und Schleifen die gewünschten Kronen und Brücken bzw. Kronen- und Brückengerüste her.

Die Bearbeitungszeit ist oftmals nicht unerheblich und der Materialverbrauch enorm. Zudem kann immer nur eine Konstruktion gefräst werden, d. h., die Maschine ist mit einem Formteil ausgelastet.

Da die Rohlinge alle gleich homogen sind und somit nachweisbar die gleiche Gefügestruktur aufweisen, ist eine gleichbleibende Werkstoffqualität gewährleistet. Alle Herstellungsdaten werden gesichert, dokumentiert und sind immer reproduzierbar.

Obwohl die Einführung der CAD/CAM-Frästechnologie einen Meilenstein in der Zahntechnik und Zahnheilkunde darstellte und gerade weil LASERscanner und Fräsmaschinen in vielen zahntechnischen Laboratorien Einzug gehalten haben, stellt sich doch die Frage, ob es noch bessere und schnellere Fertigungsmethoden gibt.

Zudem wirft der permanente Anstieg der Rohstoff- und Materialpreise die Frage nach materialeffizienteren Verfahren zur Herstellung von Kronen- und Brückenkonstruktionen auf, dem durch Einsatz der CAD/CAM-Technologien in der Zahnheilkunde entsprochen werden soll (Tinschert & Natt, 2007).

3.2.2 Additive Technik – das SLS-Verfahren

Generative Herstellungsverfahren aus dem industriellen Prototypenbau sind schon seit einiger Zeit in der Lage, enorm feste und präzise Unikate zu produzieren. Mit speziellen CAD-Programmen wird virtuell modelliert und angepasst. Die Rapid-Prototyping-Maschine stellt mit Hilfe der durch LASERscanner ermittelten Daten das exakte Abbild des virtuellen Modells her. Je nach Material werden dafür verschiedene Techniken, das

3D Drucken, wie in Abb. 4 dargestellt, oder das selektive LASERSintern, wie in Abb. 5 zu sehen, genutzt. Im Falle des Einsatzes von Metallen bzw. Legierungen geschieht dies mit Hilfe des „Selektiven LASERSinterns“ (SLS).

Kaddar zufolge beeinflusst die Komplexität des jeweilig zu fertigenden Bauteils bei additiven Verfahren nicht die Fertigungskosten oder die Fertigungszeit. Der Einsatz des Selektiven LASERSinterns zur Herstellung kleinerer und filigran-komplexer Bauteile, wie sie in der Zahntechnik hergestellt werden, erscheint sinnvoll (Kaddar, 2010).

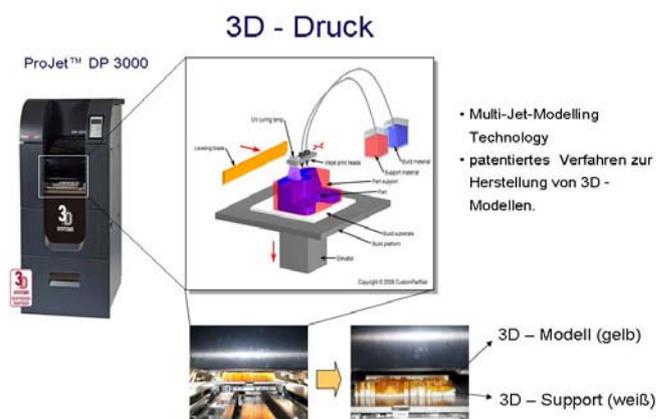


Abb. 4: Schematische Darstellung des 3D-Drucks (www.CCtechnik.com)

Beim Selektiven LASERSintern wird ein Pulver des benötigten Rohstoffes in definierter Korngröße und Qualität durch einen entsprechend fokussierten LASERstrahl schichtweise gesintert bzw. aufgeschmolzen. Der LASER wird so programmiert, dass er nur an den durch die Objektgeometrie definierten Stellen LASERleistung abgibt. Die Restauration wird zuvor rechnerisch in die Belichtungsbahnen des LASERs zerlegt. So entsteht der CAD-Datensatz.

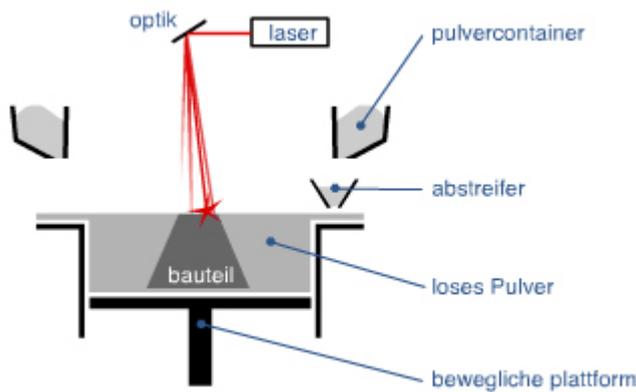


Abb. 5: Schematische Darstellung des SLS-Prozesses. Die deutsche Firma Elektro Optical System (Cho-Yan Lee *et al.*) hat ein Verfahren entwickelt, welches direkt eine von der Firma Elektrolux entwickelte Metalllegierung sintert. http://www.generativeart.de/cad/werner/rapid_prot.htm

Das SLS-Verfahren wird inzwischen in der Zahntechnik zur Herstellung von temporären wie dauerhaften Therapiemitteln in Form von Kronen und Brückengerüsten durch Verschmelzung von Legierungs- bzw. Metallpulvern eingesetzt. Diverse namhafte Hersteller beschäftigen sich seit geraumer Zeit mit der Entwicklung und Perfektionierung dieses CAD/CAM-gesteuerten Fertigungsverfahrens, wie BEGO Medical (Bressemer, 2006) und EOS (EOS-Firmenschrift, 2007).

Bei der Suche nach effizienteren Fertigungstechniken in der Zahnheilkunde sollen kostengünstigere und ressourcenschonendere Verfahren in den Focus gerückt werden. Dies und auch die Möglichkeit zeitunabhängig und somit rund um die Uhr produzieren zu können, lassen den Schluss zu, dass die CAD/CAM-Verfahren und besonders das Selektive LASERSintern die Fertigungsverfahren der Zukunft sein könnten.

Für die Modellabstimmung nutzen das selektive LASERSintern wie die CAD/CAM-Frästechnik artverwandte oder gleichartige LASERstreifenlichtscanner.

Auch die Konstruktionssoftware ist für beide Systeme sehr ähnlich. Insgesamt lässt sich konstatieren, dass hier ein subtraktives Verfahren (CAD/CAM-Frässystem), welches sich seit Jahrzehnten bewährt hat, durch ein möglicherweise besseres, sparsameres und schnelleres additives Verfahren (Selektives LASERSintern) abgelöst werden könnte.

Die steigenden Rohstoffpreise und die ebenfalls ansteigenden Entsorgungskosten für die Materialreste, die bei spanabhebenden Fertigungstechniken anfallen, lassen die

additive CAD/CAM-Frästechnik heute in einem anderen positiven Licht und noch innovativer erscheinen und so hat der Wettlauf der Technologieentwickler und -anbieter schon vor Jahren begonnen.

Milberg zufolge ist jedes Unternehmen bestrebt sich im Wettbewerb zu behaupten und sich von seinen Mitbewerbern abzuheben, so dass der Erhalt der bestehenden Technologie häufig schon einer Stagnation gleicht (Milberg, 2004).

Auch eine alleinige Optimierung bestehender Technologien (Guss- und Frästechnik) reicht oftmals nicht aus, um im Wachstums- und Wettbewerbsprozess mithalten zu können, so bleibt nur die Entwicklung von Innovationen (Spath, 2004).

Die Industrie hat schon seit einigen Jahren erkannt, dass das CAD/CAM-Fräsverfahren hinsichtlich der Ressourcenverwertung optimiert werden muss. Der Optimierung des Fräsvorgangs sind eindeutig Grenzen gesetzt, insbesondere im Bezug auf die Materialausnutzung.

Aus betriebswirtschaftlicher Sicht sind für den erfolgreichen Einsatz innovativer Fertigungsverfahren, auch in der Zahnmedizin, neben dem technologischen Alleinstellungsmerkmal solche Faktoren wie Wirtschaftlichkeit, hoher Nutzungsgrad, Produktivität und die Möglichkeit der Integration in bestehende Fertigungsprozesse nötig (Uhlmann, 2003). Das Selektive LASERSintern stellt zweifelsohne eine innovative Technik dar, denn es bietet diese Möglichkeiten (Riquier, 2006).

Schon seit einiger Zeit werden schichtweise aufbauenden Fertigungsverfahren, also die sog. „generativen oder auch additiven Verfahren“, in der Industrie genutzt, mit denen auf Basis von 3D-CAD-Datensätzen schnell und effektiv Modelle hergestellt werden können. Die Möglichkeiten, binnen kurzer Zeit Körper oder Prototypen in relativ großer Werkstoffbandbreite herstellen zu können, bietet entscheidende Vorteile im Sinne einer schnelleren und effektiveren Produktentwicklung bzw. -herstellung (Meindl, 1995; Cooper, 2001; Zäh & Reinhardt, 2001).

Diese Fertigungsverfahren sind prädestiniert für die Herstellung komplexer dreidimensionaler Gebilde. Anfang der 90er Jahre wurde die Stereolithographie (SLA) eingeführt. Damit begann ein weltweiter Forschungs- und Entwicklungswettbewerb.

Die ersten Ansätze für die Verfahren, die schon den heute aktuellen aufbauenden Fertigungsverfahren ähnlich waren, zeigten bereits (Munz, 1956; Schwerzel, 1984; MacFadden & Higgins, 2004; Munz, 2010) auf. Eine große Anzahl weiterer Patente zur

Verarbeitung von Polymeren, Metallpulvern und anderen Werkstoffen sind seitdem veröffentlicht worden. Ihre Gemeinsamkeiten liegen vor allem im schichtweise ablaufenden Herstellungsprozess bzw. in der je nach eingesetztem Material nutzbaren Sinterstrategie. Den Patentantrag für das Verfahren der LASERSchmelztechnologie im direkten Zusammenhang mit den dentalen Anwendungen hat die Firma BEGO (Digital_DentalNews, 2008) im Jahre 1999 beim Deutschen Marken- und Patentamt und beim Europäischen Patentamt eingereicht. Das Gesamtpatent für das LASERSchmelzverfahren obliegt dem Fraunhofer-Institut für LASERtechnik (Morice *et al.*, 2008) in Aachen. Der erste Lizenznehmer für das Patent der Firma BEGO war die Firma EOS GmbH (Krailing, Deutschland), die auch die Brückengerüste für die hier später beschriebenen Versuche und Untersuchungen herstellte (BEGO, 2008a; b).

Mit Ausnahme des CEREC-Verfahrens, bei dem aufgrund des direkten optischen Abdrucks im Munde des Patienten die konventionelle Abdrucknahme und Gipsmodellherstellung entfallen, werden bei den gängigen CAD/CAM-Verfahren noch immer ein Abdruck, Gipsmodell, Gegenkieferabdruck und daraus resultierendes Gegenkiefergipsmodell sowie ein Bissregistrator benötigt. Die Zeitersparnis und die nachweisliche Verbesserung der Qualität sind trotzdem nicht von der Hand zu weisen. Mit dem Einsatz der in der Entwicklung und auch in zunehmendem Einsatz befindlichen intra-oralen Scannern werden diese Arbeitsschritte in Zukunft auch entfallen (Findeiß, 2012)

Ein weiterer Vorteil der CAD/CAM-Technik liegt darin, dass insbesondere die Anfertigung von vollkeramischen Konstruktionen möglich ist.

Der Qualitätsanspruch, der durch die CAD/CAM-Fertigung entsteht, präzise Fertigung in allen Details, bietet den Schlüssel zu einer hochwertigen und dauerhaften Versorgung. Welches CAD/CAM-Fertigungsverfahren, die Frästechnik, oder aber das Selektive LASERSintern, wird sich dauerhaft durchsetzen? Sowohl die Präzision als auch die Reproduzierbarkeit, ebenso wie die Wirtschaftlichkeit der hier beschriebenen Verfahren sind hier die Schlüssel für den dauerhaften Erfolg am Markt.

Es existieren die unterschiedlichsten praxisnahen Einschätzungen zur Qualität von Konstruktionen, die im SLS-Verfahren hergestellt wurden. Besonderes Augenmerk wurde in der Vergangenheit auf die Festigkeit und Oberflächengüte von

zahntechnischen Konstruktionen gelegt. Nur dauerhafte, stabile und passgenaue Konstruktionen und die dazugehörigen Fertigungstechniken werden sich am Markt behaupten.

3.3 Vergleich von CAD/CAM-Verfahren in der Zahntechnik

Die Vorteile der CAD/CAM-Technik und hier insbesondere der subtraktiven Fertigungstechniken liegen insbesondere in kontrollierten Fertigungsbedingungen, der Herstellung einer konstanten und reproduzierbaren Gefügestruktur, der Möglichkeit einer 24-Stunden-Fertigung sowie der Speicherung der Produktionsparameter (MPG, Dokumentation etc.) (Riquier, 2006; Eisen, 2008; Fischer *et al.*, 2008b).

Ein wesentlicher Nachteil des Fräsens, also der subtraktiven Technik ist der Anfall von Abfallmengen, ähnlich wie beim Gießen die Anstiftung und Gusskegel sowie der verlorene Kopf, welche, bei den stetig steigenden Rohstoffpreisen, die Fertigungskosten in die Höhe treiben (Bieniek *et al.*, 1989).

Als Alternative dazu bot sich, wie oben beschrieben, die additive Fertigungsstrategie und hier insbesondere das Selektive LASERSintern an.

Neben diesem Vorteil weisen Fischer *et al.* (Fischer *et al.*, 2008a) und Bressemer (Bressemer, 2006) auch darauf hin, dass gute mechanische Eigenschaften sowie minimalen Randspalten erreichbar sind.

Allerdings zeigen die von ihnen durchgeführten Untersuchungen zur Biegefestigkeit und Gefügestruktur von SLS-gefertigten Co-Cr-Brücken, dass im Gegensatz zu gegossenen Brücken gleicher Dimension, die SLS-Strukturen, insbesondere durch Inhomogenitäten in der Struktur auffallen. Die Dichte und die mechanische Festigkeit sind geringer. Gefügeveränderungen sind insbesondere im Bereich der Brückenglieder zu beobachten. Es zeigen sich dichte kompakte Randstrukturen (Breite 550 μm) und starke Gefügauflockerungen im Inneren der Brückenglieder mit größeren Hohlräumen. Die Ursache dafür sehen die Autoren darin, dass ab einem Bauteilquerschnitt von 1,1 mm^2 im Inneren der Konstruktionen Strukturen erzeugt werden, die mit 40 % weniger Streckenenergie des LASERS belichtet werden.

Riquier (Riquier, 2006) nahm einen Vergleich der Herstellungsstrategien, additiv vs. subtraktiv, d. h. zwischen CAD/CAM-Fräsen und Selektivem LASERSintern, an Hand einer 5-gliedrigen Brücke vor.

Dabei stellte er fest, dass die SLS-Technik deutlich höhere Anforderungen an die Datensätze, die der Scanner erfasst, stellt. So stehen dem einen Pontic, der an die gefrästen Brücken zur Fixierung im Rohling virtuell angebracht werden muss, die vielen kleinen Stützpfiler (Haltestege) der SLS-Konstruktion zur Basisplatte gegenüber. Das Abtrennen dieser Haltestege und das notwendige Glätten derselben nimmt viel Zeit in

Anspruch. Die Oberfläche der SLS-Konstrukte ist rau und aufwändig in der Nachbearbeitung. Dennoch ist der Zeitaufwand beider CAD/CAM-Strategien annähernd gleich. Vorteilhaft für die subtraktive Herstellungsstrategie ist, dass es keine Einschränkungen hinsichtlich der Materialauswahl gibt.

Eine deutlich bessere und genauere Darstellung von unter sich gehenden Bereichen, wie man sie oft im Approximalraum findet, werden dem gegenüber als positiver Aspekt des SLS-Verfahrens herausgestellt. Im Falle einer voll besetzten Sockelplatte ist das SLS-Verfahren deutlich effektiver (Riquier, 2006), bis zu einem Faktor 10 (Eisen, 2008).

3.4 Besonderheiten beim LASERSintern

Beim *microSintering* handelt es sich um ein SLS-Verfahren zur Herstellung von Mikrobauanteilen mit einer sehr hohen Auflösung. Dies wird erreicht, indem sub- μm -körniges Pulver verarbeitet wird. Kommerzielle Geräte arbeiten mit einer Schichtdicke zwischen 20 und 100 μm und einem LASERstrahldurchmesser von 20 bis 500 μm . Die minimal erreichbare Formaflösung lag bei 100 μm .

Mit Hilfe des *microSinter*-Verfahrens ist es möglich, Auflösungen von weniger als 30 μm , ein Aspektverhältnis von 200 und einen R_a -Wert von 1,5 μm zu erreichen (Bindl & Mormann, 2003).

Eisen (Eisen, 2008) reklamierte erhebliche Eigenspannungen in den SLS-Gerüsten, was zu Passungenauigkeiten führen kann, u. a. bedingt durch relativ schlechte Oberflächengüte (Bressen, 2006). Die Ursache dafür liegt Eisen (Eisen, 2008) zufolge darin, dass das Material nur inkomplett aufgeschmolzen wird. Die oberste Schicht wird erhitzt und die darunter und daneben liegenden Schichten/Teilchen kühlen zunächst langsam ab, werden dann wiederum erhitzt. Dies führt zu starken Spannungen im Material, die im Vergleich zu der im Gussprozess auftretenden Volumenveränderung durch unterschiedliche Materialerstarungszeitpunkte deutlich stärker sind. Die Qualität der Pulverschicht sowie die Energieübertragung spielen für die Qualität des SLS-Prozesses eine sehr wesentliche Rolle.

Der Sinterprozess läuft an entsprechenden Stellen um das LASERstrahlzentrum herum, in Abhängigkeit von thermischer Diffusion und der Schwankung der LASERintensität (Drago *et al.*, 2010) (hatch distance).

Bei Einsatz eines cw-CO₂-LASERs werden die Pulver nahezu homogen aufgeheizt und gesintert. Bei Einsatz von near IR-LASERn, also LASERn mit einer Wellenlänge um 1,06 µm und einer Pulsdauer von 100 ns, ist die laterale Auflösung deutlich besser. Dies ist natürlich gepaart mit einer einfacheren Handhabung. Wichtig hierbei ist auch, dass bei niedriger Wiederholrate der Pulse die Pulsenergie steigt. Das genügt zwar, um die Oberfläche mit einem Puls aufzuschmelzen, kann aber auch zu einem Verschieben der Pulverpartikel führen: recoil effect. Bei hoher Wiederholrate reicht die Pulsenergie nicht, um die Oberfläche aufzuschmelzen, so dass mehrere Pulse auf dieselbe Stelle appliziert werden müssen, um dies zu erreichen. So werden höhere Leistungen erforderlich, um mit zwei Pulsen das Aufschmelzen zu erreichen.

Pulverpartikel mit einer Größe von 11 µm werden mit einem Nd-YAG-LASERstrahl mit einem Durchmesser von 100 µm und einer Pulslänge von 150 ns mit 5 kHz bearbeitet (Eisen, 2008).

Eine mögliche Lösung zur Vermeidung von Verformung aufgrund von Eigenspannungen könnte in der Wärmebehandlung der SLS-Konstruktionen und in der Auswahl einer geeigneten Belichtungsstrategie (modifizierter Pfad der LASERstrahls) nach Eisen (Eisen, 2008) sein.

Nach Pedersen et al. (Pedersen, 2006) wird durch den Einsatz Yb-dotierte FaserLASER dieser Mangel behoben, deren Besonderheiten gegenüber den „klassischen“ LASERn darin bestehen, dass sie kompakter sind, temperaturunabhängig arbeiten, sowie eine hohe optische Effizienz und Robustheit besitzen. Sie arbeiten mit einer Wellenlänge von 1,03 bis 1,09 µm. Aufgrund der deutlich geringeren Pulsdauer im ns-Bereich, 10 – 200 ns, eignen sie sich besonders für die SLS- respektive SLM-Technik. Hier kann die auf die Pulverteilchen übertragene LASERleistung so gesteuert werden, dass nur die Oberfläche angeschmolzen und so ein „echter“ Sinterprozess erreicht wird. Dies ist möglich, da Pulsdauer, LASERenergie und Pulsfrequenz entsprechend eingestellt werden können. Insbesondere die sehr kurzen Pulsdauern sowie der besondere Aufbau der FaserLASER bieten die Möglichkeit dazu. Die Strahlqualität wird durch den Durchmesser der Kernfaser und den Brechungsindex von Kern und Innenmantel bestimmt (Cooper, 2001).

Wird die SLS-Technik zur Herstellung von Strukturen eingesetzt, müssen sehr unterschiedlich Parameter für die Qualitätssicherung betrachtet werden.

Aus einem Pulver mit nahezu gleicher, homogener Verteilung der Partikelgröße, wird durch deren Verschmelzung ein 3D-Objekt hergestellt.

Es haben folgende Parameter Einfluss auf die Qualität des Produktes:

- Partikelgrößenverteilung
- Art und Zusammensetzung der Partikel
- Wellenlänge des LASERs
- Fokussierung des LASERs
- Cw oder pw – q-switsch LASER
- Strahlführung
- Atmosphäre
- Dimension des Bauteils

In SLS-Maschinen werden sowohl CO₂- als auch YAG- und in neuerer Zeit auch YAG-FaserLASER eingesetzt.

Je nach Art der Partikel, Polymer, Keramik oder Metall, werden unterschiedliche Energien benötigt, um die Partikeloberflächen für den Sintervorgang aufzuschmelzen. KADDAR (Kaddar, 2010) zufolge können beim LASERsintern eine Vielzahl von Werkstoffen eingesetzt werden. So sind auch Kombinationen von Materialien möglich. Voraussetzung ist, dass die Werkstoffe thermoplastisches Verhalten zeigen, damit sie beim Zuführen von Wärme aufschmelzen und beim Abkühlen wieder fest werden.

Effekte wie die Energieabsorption, aber auch die Energieübertragung und Wärmeleitung, spielen eine sehr entscheidende Rolle. So beeinflussen diese, wie auch die Fokussierbarkeit des LASERstrahls, die Präzision und Qualität des herzustellenden Bauteils.

Letzteres spielt im Falle der Herstellung zahnärztlicher Konstruktionen, wie Kronen, Brücken und Suprakonstruktionen, eine sehr wesentliche Rolle.

Aufgrund der Anforderungen an die Präzision, die sich letztlich in der Passgenauigkeit widerspiegelt, aber auch der Homogenität der Oberfläche, die eine Nachbearbeitung eigentlich unnötig erscheinen lassen sollte, wird unter dem Gesichtspunkt der für CAD/CAM-Verfahren charakteristischen Merkmale ein besonderes Augenmerk auf die tatsächlich erzielbaren Ergebnisse gerichtet.

Besondere Merkmale der CAD/CAM-Technik:

- reproduzierbare hohe Präzision
 - homogene Wandstärken;
 - definiert voreingestellter Zementspalt zur Minimierung des Randspaltes
 - µm-genaue Wiedergabe der Objektdimensionen;
- einheitliche Werkstoffqualität im Falle des Einsatzes der subtraktiven Technik.

4 Problemstellung

Die Verbesserung der Qualität der zahntechnischen Fertigungsprodukte ist eine der großen Herausforderungen der modernen Zahnmedizin.

Die CAD/CAM-Frästechnik ist in der Lage stabile, homogene, verzugsfreie und passgenaue Kronen- und Brückengerüste herzustellen, eine permanente Reproduzierbarkeit ist jederzeit gegeben (CAD-Datensatz). Sie liefert derzeit optimale Produkte für die Zahnheilkunde und setzt Maßstäbe. Kann die Technik des Selektiven LASERSinterns gleich gute oder bessere Ergebnisse erreichen und das bei besserer Materialausnutzung und maximaler Auslastung der Maschinen?

Ausgehend von den Kenntnissen des Ablaufs des SLS-Prozesses, dem sogenannten Aufschmelzen von Metall- oder anderer Pulver, ist davon auszugehen, dass die Übertragung der LASERenergie auf die Teilchen mit einer sehr hohen lokalen Auflösung erfolgt. Dabei ist zu berücksichtigen, dass neben der Schmelzenergie auf die Teilchen auch ein mechanischer Impuls übertragen wird, welcher zu einem Versatz oder auch zu einem Verdampfen der Pulverpartikel führen kann. Die sich daraus ergebenden Defekte könnten einen erheblichen Einfluss auf die Festigkeit, auf die Maßhaltigkeit und nicht zuletzt auf die Passgenauigkeit haben.

Folglich tat sich die Frage auf, wie sich Passgenauigkeit, Strukturintegrität und Festigkeit bei einer 4-gliedrigen Brücke darstellen würden und wie reproduzierbar diese sein mögen.

Gleichzeitig sollte auch ein Vergleich der Oberflächenstruktur und dort auftretender Defekte zwischen SLS und gefräster Struktur angestellt werden.

Aufgrund der im Verlaufe der Untersuchungen sich bietenden Möglichkeiten des Einsatzes eines Interferenzmikroskops zur Bewertung der Spaltbreiten und Defektgrößen, kam ein Vergleich zwischen zwei unterschiedlichen Messprinzipien hinzu.

Welche Qualität kann mit Hilfe der SLS-Technik bei der Herstellung von restaurativem Zahnersatz erreicht werden?

A) Wie sind die Qualität und die Genauigkeit des Zementspalts und des Randspalts?

B) Wie hoch ist die Biegefestigkeit von 4-gliedrigen Brücken unter Berücksichtigung eines variablen Verbinderquerschnitts?

5 Ziel und Aufgabenstellung

Ziel der Untersuchung ist es, die Qualität von Gerüstkonstruktionen, die mit Hilfe des SLS-Verfahrens hergestellt wurden, zu analysieren und zu bewerten. Dies sollte anhand von 4-gliedrigen Modellbrücken, die sich in den Durchmessern der Verbinderquerschnitte unterscheiden, erfolgen und mit den im konventionellen Gussverfahren hergestellten Brücken verglichen werden.

Der Schwerpunkt der Untersuchungen liegt dabei auf der Beurteilung der Strukturhomogenität, der Passgenauigkeit und der Maßhaltigkeit.

Der Fokus ist insbesondere auf die Passgenauigkeit gerichtet, denn sie ist entscheidend für die Langlebigkeit derartiger Konstruktionen im Munde des Patienten.

Besonderes Augenmerk wurde dabei auf die Beurteilung der Struktur und der Distanzen im Zementspalt gelegt.

Aufgabenstellung

Von SLS-gefertigten 4-gliedrigen Brücken wird die Qualität der inneren Struktur sowie die Rand- und Zementspaltgeometrie anhand von Querschliffen mit Hilfe eines Interferenzmikroskops gemessen und bewertet.

Arbeitsplan:

- Herstellung eines Labormodells
- Abnahme der CAD-Daten, Scanner, 3-Shape
- Herstellung von 4-gliedrigen Brücken, EOS – SLS CoCr-Legierung
 - LASERstrahlführung/Pulverqualität Typ 1 (T1)
 - LASERstrahlführung/Pulverqualität Typ 2 (T2)
- Zementieren der Brücken auf den Modellduplikaten
- Herstellung von Längs- und Querschliffen
- Aufnahme von Interferenzmikroskopbildern
- Ausmessen der Rand- und Zementspaltbreiten
- Ergänzende Aufnahmen am Rasterelektronenmikroskop
- Bestimmung der Biegefestigkeit in Abhängigkeit der Querschnittsgeometrie der 4-gliedrigen Brücken

- A) einheitlicher Querschnitt der Verbinder mit
 - $A_1 = 3 \text{ mm}^2$ (Durchmesser 3 mm)
 - $A_2 = 4 \text{ mm}^2$ (Durchmesser 4 mm)
- B) Querschnitt der Verbinder steigend von $A = 4 \text{ mm}^2$ bis $A = 8 \text{ mm}^2$ (4 – 6 – 8 mm)

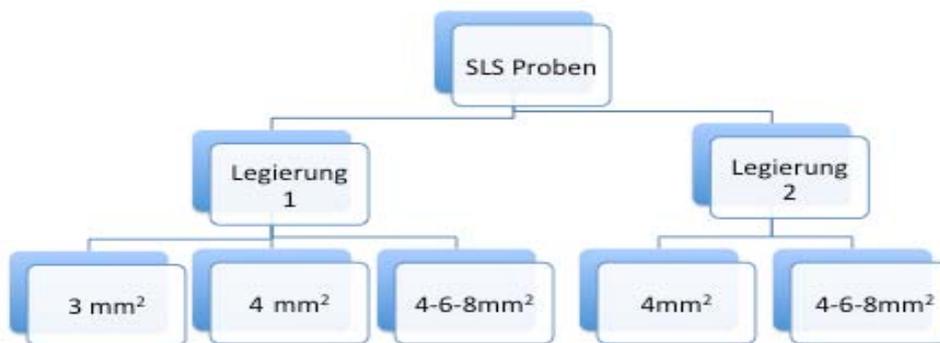


Abb. 6: Aufteilung der Proben (4-gliedrige Brücken) nach LASERstrahlführung/
Pulverqualität und Querschnitt der Verbinder, $n = 10$

6 Material und Methoden

6.1 Materialien

Für die Untersuchungen wurde 4-gliedrige Brücken aus einem CoCr-Pulver (Firma EOS, Krailling, Deutschland) mit folgender Zusammensetzung hergestellt:

Cobalt:	64 %
Chrom:	25 %
Molybdän:	5 %
Wolfram:	5 %
Silicium:	1 %.

Zur Modellherstellung wurde Superhartgips der Klasse 4, Elite Base, Zermack Spa Badia Polesine (Rovignio, Italien), verwendet.

Als Abdruckmaterial wurde Provil[®] der Firma Heraeus Kulzer GmbH (Wehrheim, Deutschland) eingesetzt.

Die Befestigung der Brücken auf den doublierten Modellstümpfen für die Zement- und Randspaltanalyse erfolgte mit Zinkphosphatzement, Havard[®] normal fließend (Firma Hoffmann (Berlin, Deutschland)).

6.2 Versuchsaufbau

6.2.1 Modellherstellung

6.2.1.1 Originalmodell

Die Brückengerüste wurden auf einem doublierten Modell der vorpräparierten Zahnstümpfe der Zähne 34 und 37 gefertigt. Dieses Modell soll nachfolgend „Originalmodell“ genannt werden.

Die Zähne 34 und 37 wurden als Kunststoffzähne der Firma FRASACO, Tettnang, Deutschland) in einem Gipsmodell gesockelt und danach mit einer wassergekühlten Luftturbine (GENTLEforce LUX 7000B, Firma Kavo Dental, Biberach, Deutschland) unter Verwendung spezieller konischer Schleifdiamanten (Ergo- Präp-Set, Firma

Komet[®], Lemgo, Deutschland) grob vorpräpariert. Am Parallelometer (Fräsgerät F1, Firma Degussa Dental, Hanau, Deutschland) erfolgte im Anschluss die Feinpräparation mit Hartmetallfräsern (Firma Komet, Lemgo, Deutschland).

Die Ränder der Präparation entsprachen einer 1 mm breiten Hohlkehle.

Die Reduktion der Zahnhartsubstanz betrug axial ca. 1,5 mm mit einem Konvergenzwinkel von ca. 6° und okklusal 2 mm mit abgeflachter Okklusalfäche. Auf die Präparation eines Okklusalreliefs wurde verzichtet.

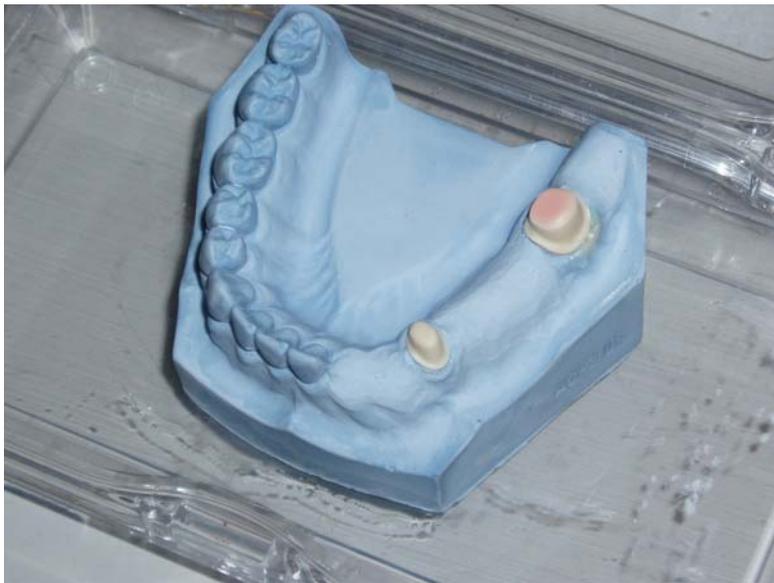


Abb. 7: Ansicht des Basismodells mit den präparierten Zahnstümpfen 34 und 37

Im Anschluss an die Präparation der Zahnstümpfe wurden diese doubliert (Doubliermasse: Fegura Sil hydro spezial 1:1 (Firma Buchen, Hettlingen, Deutschland).

Aus den Negativformen der präparierten Frasaco-Zähne 34 und 37 wurden nach Abwarten der Abbinde- und Rückstellzeit die Originalmodellstümpfe hergestellt.

Beide Stümpfe wurden aus der Remanium CD-Legierung (Firma Dentaforum, Ispringen, Deutschland) gegossen. Dabei wurde die Einbettmasse Uni Vest Plus (Firma Metalor Technologie SA, Neuchatel, Schweiz) verwendet.

Beide Metallstümpfe wurden in eine Kunststoffbasis gesteckt (Firma Tecnovit[®] 4004, Heraeus Kulzer GmbH, Wehrheim, Deutschland).

6.2.1.2 Arbeitsmodellherstellung

Die Originalmodelle wurden doubliert mit der Silikonmasse Fegura-Sil-hydro-spezial 1:1, Buchen-Hettlingen, Deutschland.

Für das Ausgießen der Arbeitsmodelle wurde Gips der Klasse IV (Elite Base, Zhermack Spa, Badia Polesine, Rovignio, Italien) verwendet, damit die notwendigen Messungen korrekt vorgenommen werden konnten.

Die Aufbewahrung der Arbeitsmodelle erfolgte in geschlossenen Kunststoffbehältern.

Zunächst erfolgte die Herstellung eines Gipsmodells (s. 6.2.1.1), das im Anschluss gescannt wurde, damit alle Dimensionen und insbesondere die Zahnstümpfe detailgenau erfasst wurden. Dazu wurde der 3D-Scanner der Firma 3-Shape (Kopenhagen, Dänemark) verwendet. Er kann das Objekt, welches erfasst werden soll, an drei Achsen ausrichten. Dieser InfrarotLASER belichtet die Präparation. Eine genaue Darstellung der Situation wird durch die Aufzeichnung der Reflektionen des LASERlichts durch zwei Kameras erreicht.

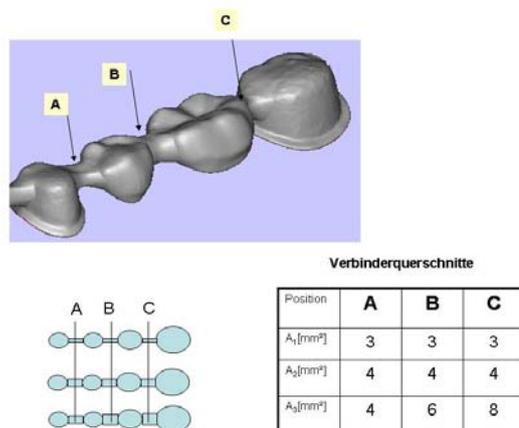


Abb. 8: Darstellung des bewerteten Brückengerüsts und Anordnung der Verbinder, deren Querschnitte variabel eingestellt werden konnten.

Das herzustellende Bauteil, in diesem Fall eine 4-gliedrige Brücke, wird durch das Verschmelzen von Pulverteilchen mit einer durchschnittlichen Größe von 50 µm im Falle der Legierung 1 und der Vorversuche und ca. 35 µm im Falle der Legierung 2, einer CrCoMo-Legierung, mit Hilfe des Strahls eines Ytterbium- FaserLASERs (Sinteranlage M270 der Firma EOS (Krailing, Deutschland) gefertigt. (M. Eisen, J. Fischer; Joergensen, 1958; Eisen, 2008).

Zunächst muss eine sogenannte „Supportkonstruktion“ hergestellt, also aus dem Pulverbett geLASERt werden, damit die Brückenkonstruktion fest auf der Bauplattform fixiert ist und es nicht zu Verzügen kommt.

Die Supports sind kleine konusförmige Hohlkörperchen, die als kleine Haltefüßchen das Bauteil unverrückbar auf der Bauplatte fixieren. Sie müssen später präzise manuell abgetrennt werden, was Zeit und Erfahrung erfordert.

Für die CAD/CAM-Fertigung von Zahnersatz und anderen Bauteilen gibt es spezielle Softwareprogramme.

Die hier verwendete Software, CAM-Bridge, der Firma 3Shape (Kopenhagen, Dänemark) ermöglicht folgende Voreinstellungen, um dann die Bauteile automatisch auf dem Baufeld zu platzieren:

1. Festlegung der räumlichen Orientierung der Bauteile
2. Anordnung der Bauteile zueinander auf der Plattform (bei mehreren Teilen)
3. Anzahl der Supportstrukturen
4. Die Benennung der einzelnen Teile oder Nummerierung ist möglich und erscheint sinnvoll, da mehrere hundert Bauteile in einem Sintervorgang hergestellt werden können.

Nun erfolgt der Export der Daten des Bauteils und des Supports von der CAM-Bridge-Software an die Slice-Software der Firma EOS (Krailing, Deutschland). Diese Software liefert Schichtdaten in Schichtdicke von 0,02 mm für Support und Bauteil. Allerdings gibt es hier unterschiedliche Dateien für Bauteil und Support, da auch unterschiedliche Belichtungszeiten vorgegeben werden müssen.

Bauprozess

Sämtliche Schichtdaten wurden in die Software der LASERSintermaschine geladen.

Die Belichtungsparameter werden automatisch zugewiesen. Die Bauteile werden stärker und länger belichtet. Um Verspannungen zu vermeiden, erfolgt bei den Bauteilen eine Hülle/Kern-Strategie. Die Supportstrukturen erfahren eine deutlich geringere Belichtung, damit sie hohl bleiben. Sie lassen sich dann später besser von der Bauplattform abtrennen.

Die Sinteranlage M270 der Firma EOS (Krailing, Deutschland) arbeitet mit einem 200 W Ytterbium- FaserLASER.

Das Legierungspulver wird von der Dosierplattform mit Hilfe eines Beschichters aufgenommen und auf der Bauplattform in 0,02 mm Schichtdicke aufgebracht. Im Anschluss erfolgt die Belichtung der Schicht mit den jeweiligen Parametern. Danach wird die Bauplattform um 0,02 mm abgesenkt und eine neue Schicht Legierungspulver aufgebracht.

Diese Vorgänge werden so lange wiederholt, bis die Bauteile fertig gestellt sind. Die Bauzeit beträgt etwa elf bis zwölf Stunden. Es können bis zu 220 Kronen oder Brücken bzw. maximal 380 Teile in einem Herstellungszyklus angefertigt werden.

Nachbearbeitung - Postprocessing

1. Säuberung der Bauteile, d. h., Pulverrückstände werden mit einem Pinsel entfernt.
2. Abstrahlen der Plattform mit Keramikpulver.
3. Eventuelle Wärmebehandlung, um Sinterspannungen zu reduzieren. Die Plattform wird dazu im Ofen auf 720° C erwärmt. Dies ist bei kleinen Brücken nicht nötig.
4. Die Bauteile werden jetzt im Bereich der Supports mit einer speziellen Bandsäge abgesägt.
5. Die Supports müssen dann von Hand in Kleinstarbeit entfernt werden, ohne dabei die Bauteile zu beschädigen.
6. Abschließend erfolgt die Bearbeitung der Oberflächen der Bauteile, Abstrahlen mit Korund und Politur.

6.2.1.3 Zementieren der Brückengerüste

Auf die Arbeitsmodelle wurden die dazugehörigen Gerüste mit Zinkphosphat Zement (Harvard[®], Firma Richter und Hoffmann Harvard Dental GmbH, Berlin, Deutschland) zementiert.

Für die Zeit von 10 Minuten wurde mit dem Konsistometer (Firma Haake, Berlin, Deutschland) eine statische Kraft von 5 kg zum Zementieren auf das jeweilige Gerüst ausgeübt. Dies entspricht den Empfehlungen der Gruppe um JORGENSEN et al. (Jörgensen, 1960).

Somit sollen einheitliche und vergleichbare Bedingungen sichergestellt werden. Die Zementüberschüsse wurden im Anschluss mit der zahnärztlichen Sonde vollständig entfernt.

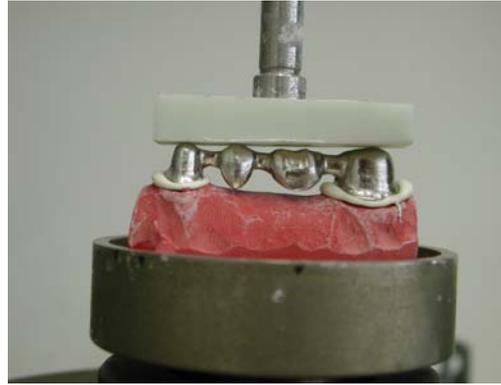


Abb. 9a und 9b: Zementieren mit Hilfe des Konsistometers.
a: Übersicht; b: Detailansicht beim Zementieren der Brücke

Der Zinkphosphatzement (Pulver $\text{ZnO} + 10\% \text{MgO}$) und die Flüssigkeit (55 % Orthophosphorsäure) wurden entsprechend den Herstellerangaben angerührt.

6.3 Untersuchungsmethoden

6.3.1 Zement- und Randspaltmessungen

HOLMES entwickelte 1989 eine Prüfmethode für die Randspalt- und Zementspaltbewertung. Der hier verwendete Versuchsaufbau basiert auf dieser Methode (Holmes, 1989).

Die Prüfkörper, d. h. Arbeitsmodell und Brückengerüst, wurden in transparentem Kunststoff eingebettet (Technovit t[®] 4004, Firma Heraeus Kulzer GmbH, Wehrheim, Deutschland). Abb. 10 zeigt die eingebetteten Prüfkörper.

Im Anschluss wurden die Proben in longitudinal, bucco-lingualer und in mesio-distaler Richtung mit einer wassergekühlten Diamantsäge (Firma Ibendorf und Co. Ing.- und Vertriebs-GmbH, Bernau, Deutschland) geteilt. Abb. 11 zeigt die mehrfach gesägten Prüfkörper.

Die Schnittbreite des Sägeblatts (Firma Buehler, Illinois, USA) betrug $300 \mu\text{m}$, die Diamantierung $80 \mu\text{m}$. Die Schnitte wurden mit Sandpapier aufsteigender Körnung (300, 800, 1200, 2500, 4000) unter Wasserzusatz poliert (Hmaidouch, 2011).



Abb. 10: Ansicht des eingebetteten Probekörpers für die Vorbereitung zur Herstellung von Schnitten für die Rand- und Zementspaltmessungen

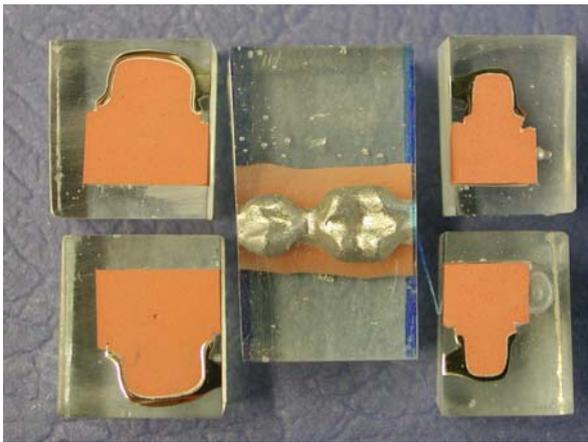


Abb. 11: Gesägte und polierte Segmente für die Spaltmessungen
Zum Planschleifen und Polieren wurden die Proben auf einen Objektträger geklebt und mit dem Mikroschleifsystem „400“ CS der Firma Exakt (Norderstedt, Deutschland) bearbeitet.



Abb. 12: Mikroschleifsystem „4000“ CS, Firma Exakt (Norderstedt, Deutschland)

Für jeden Schritt wurden die folgenden Messstrecken unter dem Mikroskop gemessen. Dies entspricht den Untersuchungen und Empfehlungen von HOLMES et. al. (Holmes, 1989).

Es wurden folgende Parameter erhoben:

- Randspaltbreite (RS) = Distanz im 90°-Winkel, von der präparierten Zahnoberfläche zur Kroneninnenfläche in unmittelbarer Nähe zur Präparationsgrenze
- Zementspaltbreite (ZS) = senkrecht gemessene Strecke von der Kroneninnenfläche zu der präparierten Zahnoberfläche

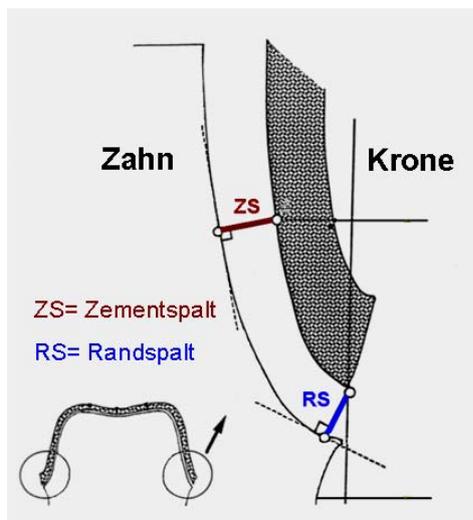


Abb. 13: Schematische Darstellung der Messstellen für die Ermittlung der Randspaltbreite (blau) und der Zementspaltbreite (rot) und der Passgenauigkeit. (nach Hmaidouch (Hmaidouch, 2011))

In Abb. 14 und 15 wird dargestellt, wie die Messungen des Rand- und des Zementspalts vorgenommen wurden. Es ergaben sich pro Kronengerüst 82 Messwerte, wovon 74 Zementspaltmessungen und 8 Randspaltmessungen waren.

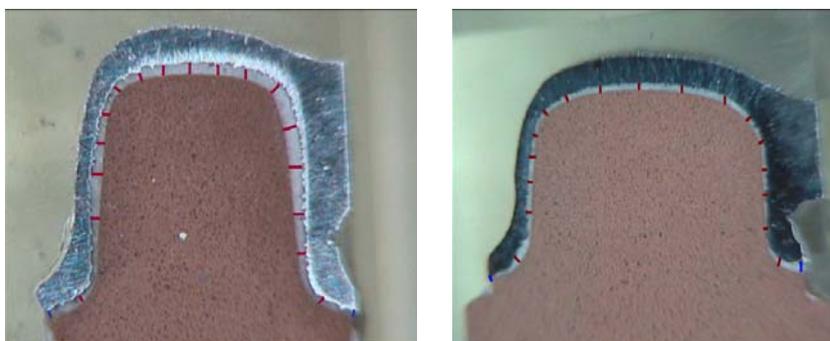


Abb. 14: Zementspalt und Messpunkte

Abb. 15: Zementspalt und Messpunkte

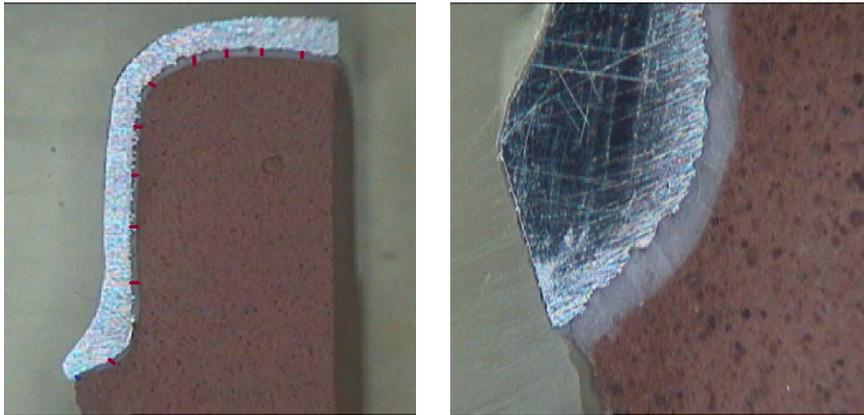


Abb. 16: Darstellung der Messstellen für den Zementspalt

Abb. 17: Darstellung der Messstelle für den Randspalt (mikroskopisch)

Die Messstrecken wurden lichtmikroskopisch ausgemessen. Dazu wurde das Lichtmikroskop der Firma Carl-Zeiss (Jena, Deutschland) verwendet. Mikroskop, Videokamera und Computer waren gekoppelt. Die Messungen erfolgten bei 40-facher Vergrößerung. Alle aufgenommenen Bilder wurden mit der Software Win-TV gespeichert und anschließend mit dem H&K Image P2 (H&K Messsysteme GmbH, Berlin, Deutschland) ausgemessen. Vor dem Vermessen wurde immer eine Eichung mit einem 100:1-Objektmikrometer bei 40-facher Vergrößerung durchgeführt.

6.3.2 Bewertung der Gerüstqualität

In Abb. 18, 19, 20 und 21 sieht man die in transparenten Kunststoff eingebetteten Brückengerüste (Kunststoff-Technovit[®] 4004, Heraeus Kulzer GmbH, Wehrheim, Deutschland).

Die Proben wurden nach Einbettung und Aushärtung in longitudinal bucco-lingualer und ebenfalls in mesio-distaler Richtung mit einer speziellen, wassergekühlten Diamantsäge der Firma Ibendorf und Co. Ing.-und Vertriebs GmbH (Bernau, Deutschland) gesägt. Abb. 20 zeigt anschaulich die gesägten Brückengerüstanteile.

Die Schnittbreite des Sägeblattes (Firma Buehler, Illinois, USA) betrug 300 µm, und die Diamantierung lag bei 80 µm.

Die Politur der Schnitte erfolgte mit Sandpapier in der Reihenfolge der aufsteigenden Körnungen (300, 800, 1200, 2500, 4000) unter Wasserzusatz.

Es wurden lichtmikroskopische Bilder von den einzelnen Sägeschnitten bei 40-facher Vergrößerung gemacht und damit die Struktur der Brückengerüste beurteilt.



Abb. 18: Unterseite der in transparenten Kunststoff (Technovit) eingebetteten Brücke
 Abb. 19: Oberseite der in transparenten Kunststoff (Technovit) eingebetteten Brücke

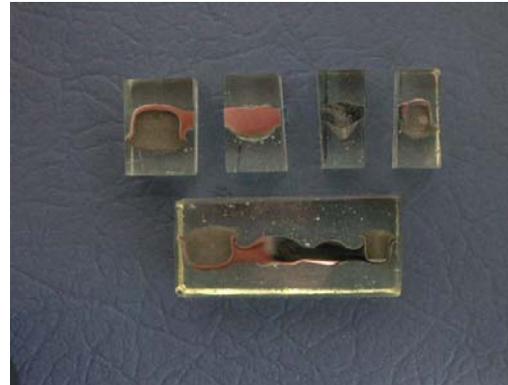


Abb. 20: Seitenansicht der gesägten und in transparenten Kunststoff (Technovit) eingebetteten Brücke (Längsschnitte)
 Abb. 21: Ansicht der Einzelsegmente und eines Längsschnittes der in transparenten Kunststoff (Technovit) eingebetteten Brücke

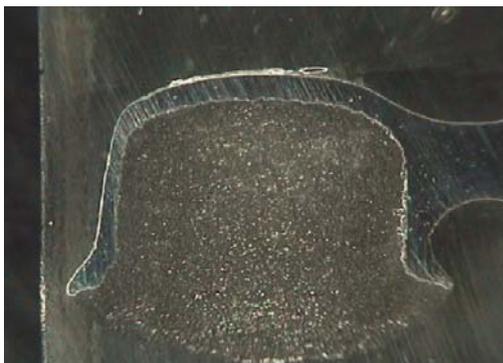


Abb. 22: Ansicht der gesägten Brücke zur Vorbereitung der Bewertung der Sinterqualität, mikroskopische Aufnahme der Molarenkrone (Vergrößerung: 10-fach)

6.3.3 Bestimmung der Bruchfestigkeit

6.3.3.1 Ohne Zementieren

Die beiden metallischen Originalstümpfe wurden in einem Block aus Kunststoff (Technovit® 4004, Heraeus Kulzer GmbH, Wehrheim, Deutschland) gelagert. Vor der Lagerung im Block hatten die Stümpfe um die Wurzeln eine transparente Gummimanschette, um das Parodont zu simulieren bekommen. Dann erfolgte die Prüfung der maximalen Druckfestigkeit der Brückengerüste - aus jeder Gruppe wurden mehrere Gerüste ($n \geq 3$) benutzt - indem die metallischen Stumpfmodelle mit dem aufgesetzten Brückengerüst in der Universalmaschine (Z010, Zwick, Ulm, Deutschland) positioniert wurden. Eine Zinnfolie wurde zwischen dem Brückengerüst und einer Stahlkugel mit einem Durchmesser von ca. 12 mm gelegt. Die Stahlkugel wurde mittig auf das Gerüst gelegt. Die Kugel wurde mit einer Vorschubgeschwindigkeit von 1 mm/min bis zum Bruch des Brückengerüsts oder bis zum Kraftabfall belastet. (s. Abb. 25 und 26).



Abb. 23: Unzementiertes Brückengerüst vor der Belastung

Abb. 24: Unzementiertes Brückengerüst nach der Belastung, Bruchstelle am vorderen Verbinder markiert (Pfeil)

6.3.3.2 Nach Zementieren

Die Brückengerüste wurden, wie im Abschnitt 6.2.1.3 geschildert, zementiert und dann, wie oben beschrieben, untersucht (s. Abb. 9a und 9b).



Abb. 25: Zementiertes Brückengerüst in der Prüfmaschine vor der Belastung

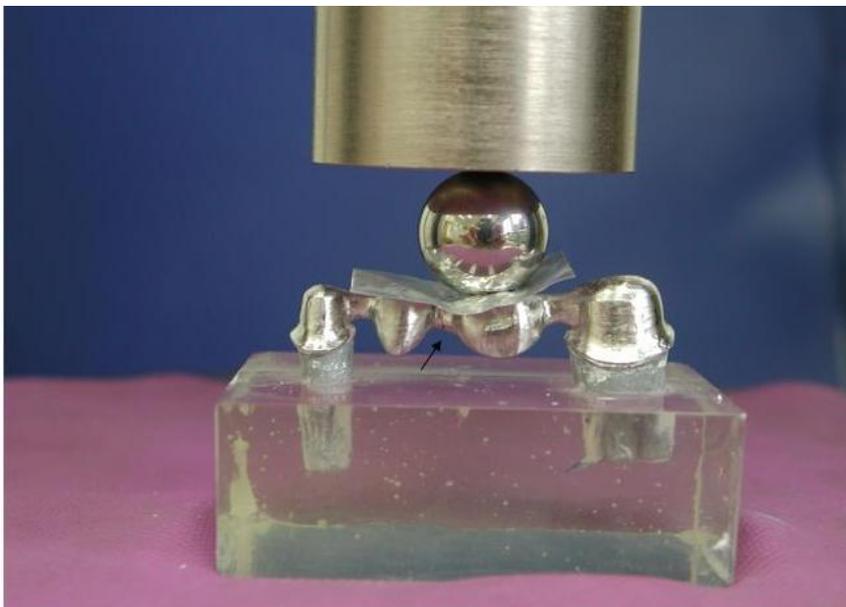


Abb. 26: Zementiertes Brückengerüst in der Prüfmaschine nach der Belastung, Bruchstelle am mittleren Verbinder markiert (Pfeil)

6.4 Mikroskopiertechniken

6.4.1 Lichtmikroskop

Neben dem Lichtmikroskop wurde ein optisches 3D-Mikrokoordinatensystem, siehe Abb. 27, zur Bestimmung von Zementspaltbreite und Randspaltbreite eingesetzt. Hierbei sollte ein Vergleich der Ergebnisse aus punktuellen Messungen (LM) und kontinuierlichen Messungen (Alicona) vorgenommen werden.

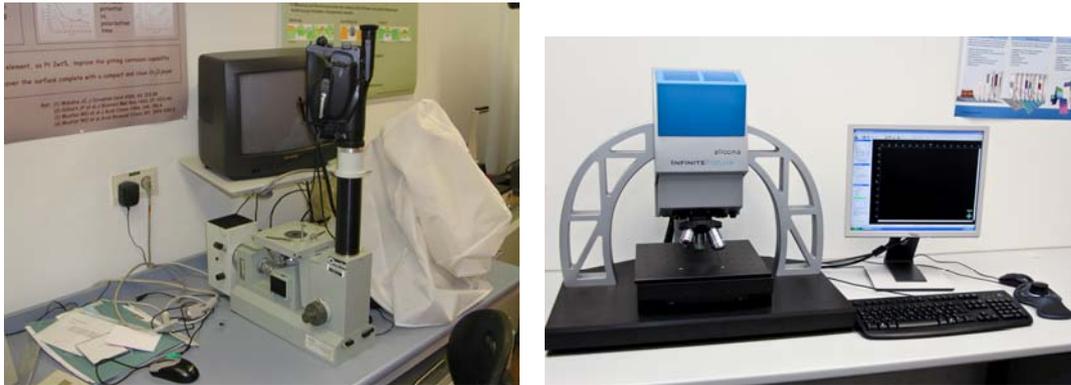


Abb. 27: Links: Lichtmikroskop Jenoptik Metaval (CZ Jena, Deutschland); Rechts: Ansicht des eingesetzten IF-Mikroskops Infinite Focus Mikroskope Alicona (Raaba, Graz, Österreich)

InfiniteFocus ist ein optisches 3D-Mikrokoordinatensystem zur Form- und Rauheitsmessung. Messungen erzielen eine vertikale Auflösung von bis zu 10 nm. Auch große Messfelder und Messvolumina werden rückführbar und wiederholgenau ermittelt. Benutzer profitieren von sämtlichen Funktionalitäten eines Koordinaten-Messsystems und eines Oberflächenmessgerätes.

In den Abb. 28, 29 und 30 sind die für die Ausmessung eingesetzten Schiffe der Kronengerüste und die daran angewendeten Messroutinen dargestellt.

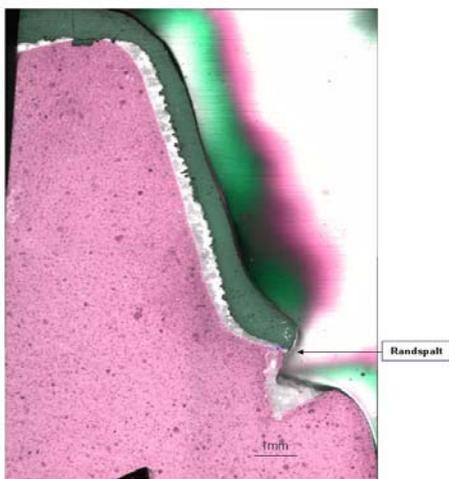
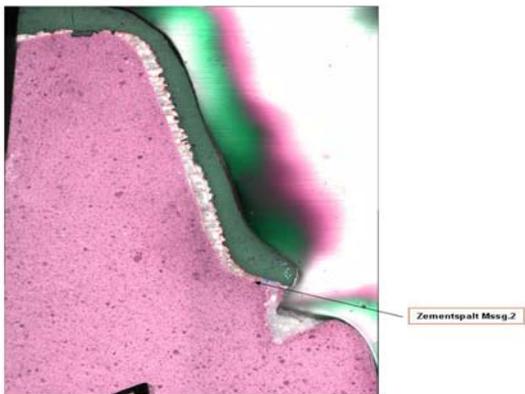
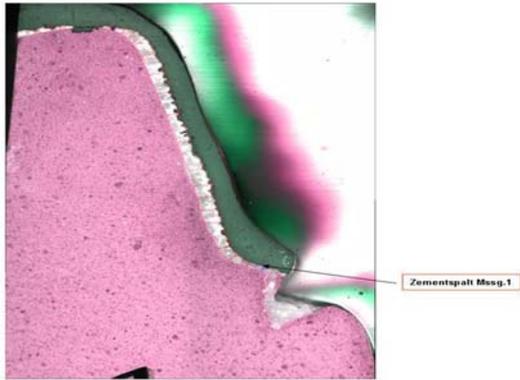


Abb. 28, 29, 30: Zementspalt und Randspalt mit Hilfe des Alicona Systems bestimmt
oben: Zementspaltmessung 1;
Bezug erste durchgehende Linie des Kronenrandes
Mitte: Zementspaltmessung 2;
Bezug entlang der ersten metallischen Strukturen
unten: Randspaltmessung

6.4.2 Rasterelektronenmikroskop (Ueda *et al.*)



Abb. 31: Ansicht des Rasterelektronenmikroskops CAMSCAN

Detailbetrachtungen mit einer Auflösung im μm -Bereich wurden mit Hilfe des Rasterelektronenmikroskops MAXIM 4 (Cambridge, GB) vorgenommen, siehe Abb. 31. Die Möglichkeit, sowohl Sekundärelektronen als auch Rückstreuielektronen zu detektieren, wurden genutzt. Die so aufgenommenen Details dienten der Vertiefung der mit Hilfe des Interferenzmikroskops gewonnenen Erkenntnisse, insbesondere der Bewertung der Bruchflächen.

6.5 Statistische Methoden und grafische Darstellung

Die statistischen Auswertungen wurden mit Hilfe von Origin 7.5 der Firma Origin Lab Corporation (Northampton, USA) durchgeführt. Die Darstellung der kontinuierlichen Variablen erfolgte als Mittelwerte und Mediane, während als Streumaße die Standardabweichungen und Quartile aufgeführt wurden.

Die kontinuierlichen Variablen wurden mit Hilfe des Kolmogorov-Smirnov-Tests und des Shapiro-Wilk-Tests auf ihre Normalverteilung hin überprüft. Während einige der getesteten Variablen keine Normalverteilung aufwiesen (Kolmogorov-Smirnov-Test: $p < 0,05$), konnte für andere Variablen eine Normalverteilung berechnet werden (Kolmogorov-Smirnov-Test: $p \geq 0,05$). Bei den Vergleichen der Stichproben wurden daher Tests für normalverteilte Stichproben und nichtparametrische Tests für nicht normalverteilte Stichproben herangezogen.

Beim Vergleich von zwei unabhängigen und nicht normal verteilten Stichproben wurde der Mann-Whitney-U-Test angewendet.

Zwei verbundene, normal verteilte Stichproben wurden mit t-Test für gepaarte Stichproben verglichen; dagegen wurden zwei verbundene, nicht normal verteilte Stichproben unter Anwendung des Wilcoxon-Tests überprüft.

Beim Vergleich von mehr als zwei verbundenen, normal verteilten Stichproben wurde das allgemeine lineare Modell mit Messwiederholungen verwendet, während beim Vergleich von mehr als zwei verbundenen, nicht normal verteilten Stichproben der Friedman-Test Anwendung fand.

Bei allen durchgeführten Tests erfolgte eine zweiseitige Signifikanzüberprüfung, wobei für alle statistischen Tests ein p-Wert $< 0,05$ als statistisch signifikant angenommen wurde.

In den grafischen Darstellungen wurden zur Veranschaulichung der Mittelwerte bei normal verteilten Stichproben Fehlerbalken verwendet, wobei als Streumaß, aufgrund der großen Streubreite, die Standardfehler aufgeführt wurden. Zur Veranschaulichung der Mediane und Quartilsabstände bei nicht normal verteilten Stichproben wurden Boxplots verwendet. Während in den Boxen der Median sowie die 25. bis 75. Perzentile aufgetragen sind, entsprechen die T-Balken dem kleinsten und größten Wert, sofern diese keine Ausreißer bzw. Extremwerte sind.

7 Ergebnisse

Die Ergebnisse dieser Untersuchungen werden wie im Folgenden dargestellt, präsentiert und zusammengefasst:

1. Bewertung der Dimensionstreue der Verbinderquerschnitte
2. Untersuchung der Zementspalt- und Randspaltqualität in Abhängigkeit von der eingesetzten Legierung und LASERstrategien, Typ 1 und Typ 2, sowie der Gestaltung der Verbinderquerschnitte von 3 bis 8 mm²
3. Biegefestigkeit von 4-gliedrigen SLS-gefertigten Brücken in Abhängigkeit von der LASERstrahlführung und Pulverqualität (T1 und T2) sowie der Größe der Verbinderquerschnitte
4. Bewertung der Gerüstqualität, und der Defektsituation in der Kroneninnenseite
5. Bewertung der Bruchflächen mit Hilfe des Lichtmikroskops und des Interferenzmikroskops und Bestimmung der Rauigkeit

7.1 Dimensionsgenauigkeit der Verbinderquerschnitte

Anliegen der Untersuchungen war es 4-gliedrige Brücken mit unterschiedlichen Querschnitten in den Verbindern zwischen den Kronen und den Zwischengliedern herzustellen, um u. a. auch die Festigkeit der Brücken unter deren Berücksichtigung vergleichen zu können. Daher wurden die Durchmesser der Verbinder der gelieferten Brücken gemessen. Die Ergebnisse sind in Form von Box-Plots in den Abb. 32 bis 34 für die Vorgabe 3mm², 4mm² und 4–6–8 mm² dargestellt.

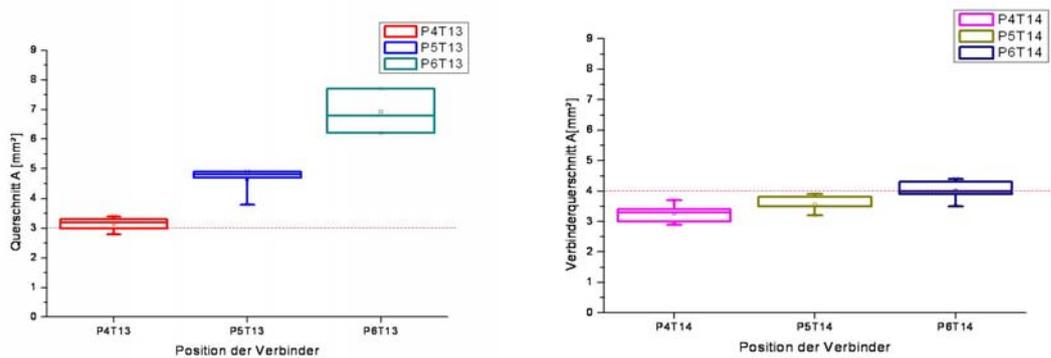


Abb. 32 und 33: Verbinderquerschnitte der 4-gliedrigen Brücke T1 mit der Vorgabe 3 mm² links und rechte 4 mm² (rote Linie markiert die Vorgabe)

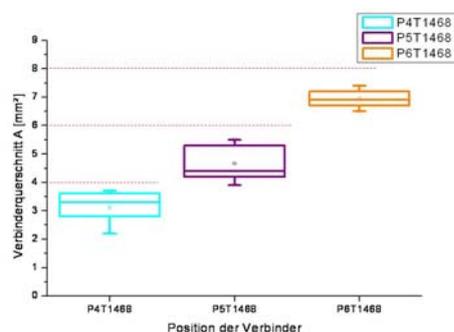


Abb.34: Verbinderquerschnitte der 4-gliedrigen Brücke T1 mit der Vorgabe 4–6–8 mm² (rote Linie markiert die Vorgabe)

Es wird deutlich, dass die Vorgabe für die 3 mm² Verbinderquerschnitt nicht eingehalten wurde. Im Falle der Vorgabe von 4 mm² bzw. 4–6–8 mm² sind die Vorgaben nur nahezu erreicht worden.

7.2. Zement- und Randspaltmessungen

7.2.1 Zement- und Randspalt von T1-Brücken mit 3 mm² Verbinderquerschnitt

Die Rand- und Zementspaltbreiten sind mit 2 unterschiedlichen Protokollen aufgenommen worden. Daher werden die Ergebnisse zunächst zusammengefasst für die Lichtmikroskopischen, punktuell erfassten Messdaten und danach für die mit Hilfe des IFM, „kontinuierlich“ aufgenommenen Messdaten dargestellt.

Außerdem wird zunächst eine Trennung der Ergebnisse nach Prämolaren- (K1) und Molarenkrone (K2) vorgenommen.

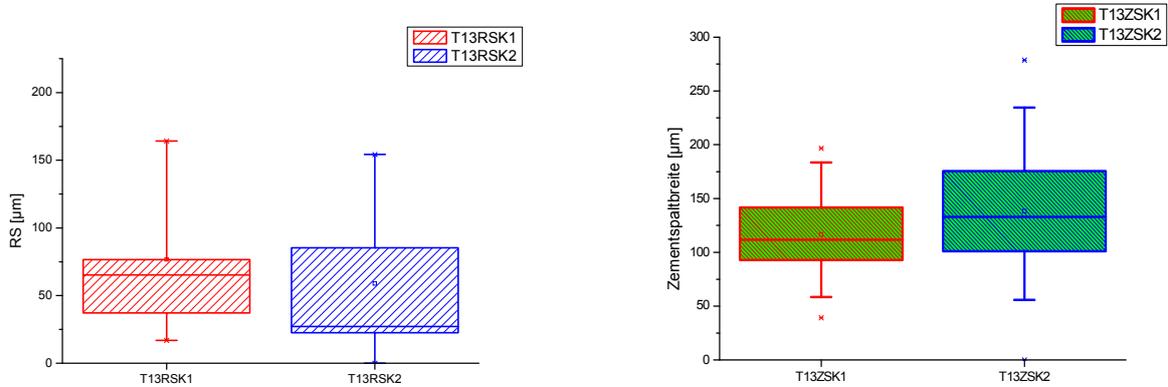


Abb. 35 und 36: Vergleich der Randspaltbreite - links, und der Zementspaltbreite – rechts, bei T1-Brücken mit 3 mm² Querschnitt der Verbinder, K1 = Prämolare, K2 = Molare

Tab. 3: Mittelwert und Stabw. des Rand- und Zementspaltes für PM-Krone und Molarenkrone der T1-Brücken mit 3 mm² Verbinderquerschnitt

Zementspalt (ZS)	Mittelwert (µm)	Stabw. (µm)
T1 3 ZS K1	116,44	36,02
T1 3 ZS K2	138,28	54,03
<i>Randspalt (RS)</i>		
T1 3 RS K1	76,61	50,76
T1 3 RS K2	58,90	50,39

Für die Messungen mit dem IFM wurden die Messungen der Zementspaltbreite zusätzlich noch in die Messung ohne Berücksichtigung der herausragenden Strukturen (ZS1) wie auch unter deren Berücksichtigung (ZS2) unterteilt.

Die Grafiken in Abb. 37 und 38 geben einen zusammenfassenden Überblick.

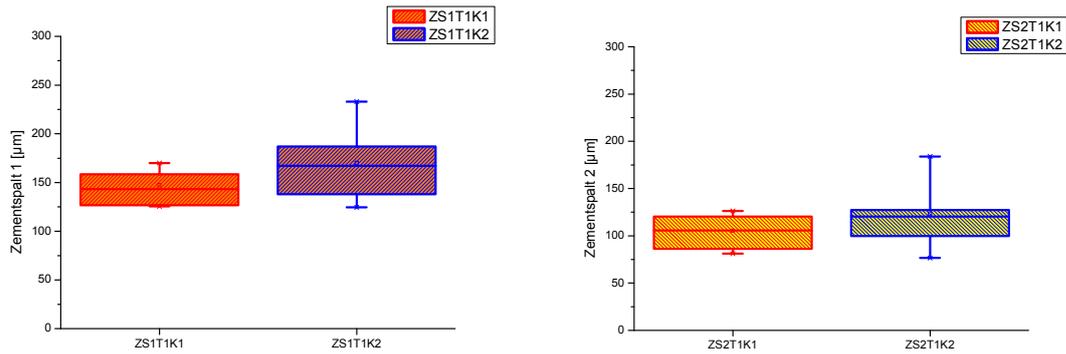


Abb. 37 und 38: Vergleich der Zementspaltbreiten ZS1 (links) und ZS2 (rechts) von T1-Brücken mit 3 mm² Querschnitt der Verbinder, K1 = Prämolare, K2 = Molare

Tab. 4: Mittelwert und Stabw. des Zementspaltes 1 (Alicona) für PM-Krone und Molarenkrone der T1-Brücken mit 3 mm² Verbinderquerschnitt

Zementspalt 1	Mittelwert (µm)	Stabw. (µm)
ZS1 T1 K1	147,14	17,55
ZS1 T1 K2	170,21	33,45
Zementspalt 2		
ZS2T1K1	105,26	17,16
ZS2T1K2	123,41	31,86

Die Differenzen zwischen ZS1 und ZS2, die zwischen 42 und 47 µm liegen, weisen auf die ungleichmäßige Strukturierung in der Kroneninnenseite hin.

In den Abb. 39 und 40 sind die Randspaltbreiten, gemessen an den beiden Kronenrändern, zusammengefasst dargestellt.

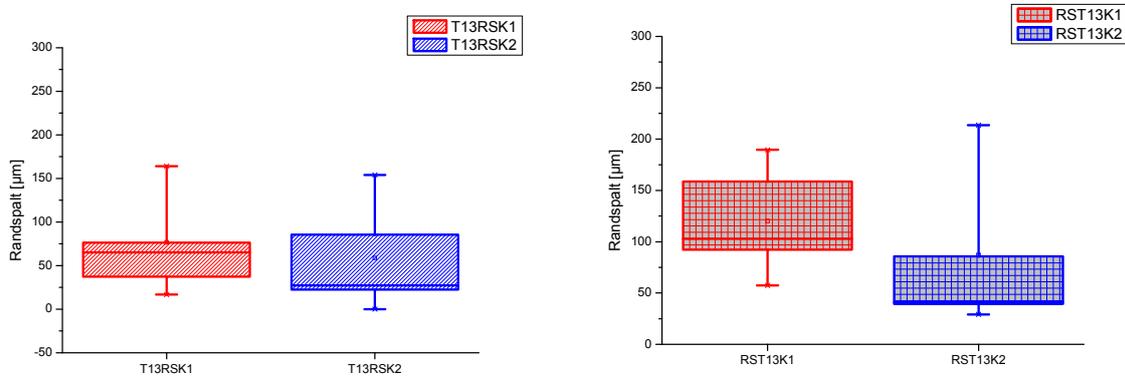


Abb. 39: Vergleich der Randspaltbreiten der T1-Brücke mit 3 mm² Querschnitt der Verbinder, K1 = Prämolare und K2 = Molare

Abb. 40: Vergleich der Randspaltbreite (Alicona) von T1-Brücken mit 3 mm² Querschnitt der Verbinder, K1 = Prämolare, K2 = Molare

Tab. 5: Mittelwert und Stabw. des Randspaltes (Alicona) für PM-Krone und Molarenkrone der T1-Brücken mit 3 mm² Verbinderquerschnitt

Name	Mittelwert (µm)	Stabw. (µm)
RS T1 3 K1	120,11	53,15
RS T1 3 K2	87,19	75,32

Offensichtlich ist die Randspaltbreite der Molarenkrone kleiner als an der Prämolarenkrone, was möglicherweise auf den größeren Zementspalt, gemessen an der Molarenkrone, zurückzuführen ist.

Werden alle Messungen zusammengefasst, ergibt sich ein mittlerer Zementspalt von $127,4 \pm 47,1$ µm (Median 117,0 µm). Die Spanne der Messergebnisse reichte von 0 bis 278,6 µm, wobei ein Häufigkeitsgipfel der Messungen, wie in Abb. 41 ersichtlich, zwischen 100 und 150 µm beobachtet wurde.

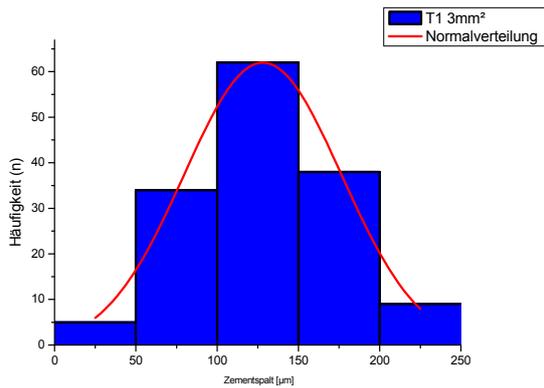


Abb. 41: Verteilung der Zementspaltbreiten bei T1-Brücken mit einem Verbinderquerschnitt von 3 mm²

Werden die Randspaltmessungen für T1-Brücken mit einem Verbinderquerschnitt von 3 mm² zusammengefasst, dann zeigt sich bei n = 16, dass Werte von 0 bis 164,2 µm bei einem Mittelwert von 67,8 ± 49,7 µm erhoben wurden. Der Abb. 42 ist zu entnehmen, dass die überwiegende Mehrheit der Fälle Randspaltbreiten mit weniger als 100 µm aufwiesen, während in drei Messungen dieser Wert überschritten wurde.

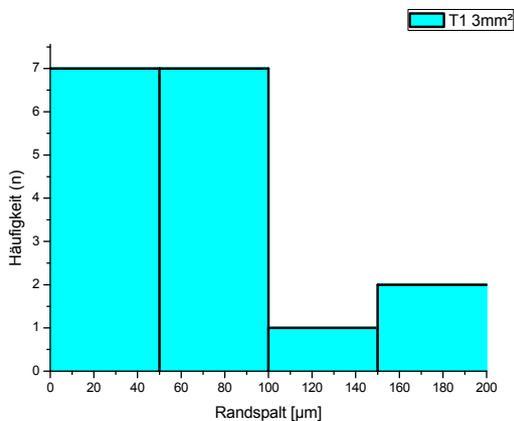


Abb. 42: Randspalt von Brücken aus Legierungspulver Typ 1 mit einem Verbinderquerschnitt von 3 mm²

7.2.2 Zement- und Randspalt von T1-Brücken mit 4 mm² Verbinderquerschnitt

Der folgende Abschnitt enthält die Ergebnisse zu den Zement- und Randspaltmessungen für T1-Brücken mit einer Querschnittsvorgabe für die Verbinder von 4 mm². Wie der Tabelle 6 zu entnehmen ist, liegen die Zementspaltbreiten im Mittel bei 141,25 µm – 155,37 µm, mit einer Standardabweichung von 64,69 µm – 71,95 µm. Der Vergleich zwischen den Kronen (K1 und K2) zeigt keine signifikanten Unterschiede. (siehe auch Abb. 43 und 44).

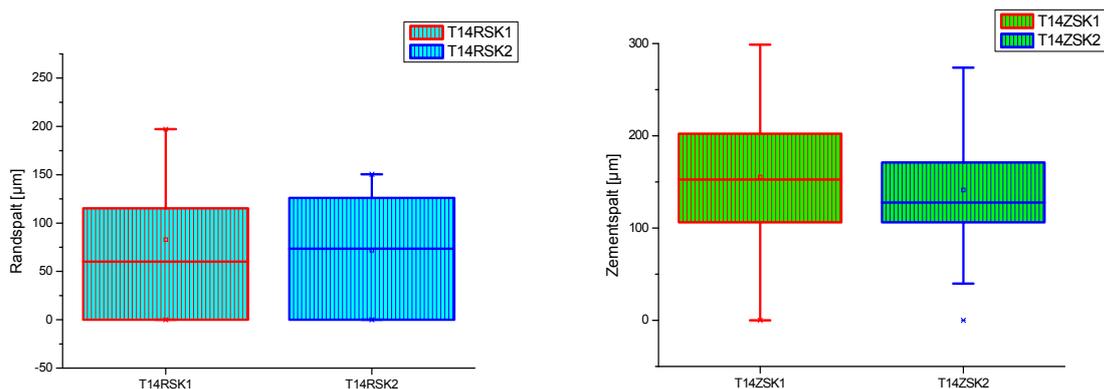


Abb. 43 und 44: Vergleich der Rand- (links) und der Zementspaltbreite (rechts) bei T1-Brücken mit 4 mm² Querschnitt der Verbinder, K1 = Prämolar, K2 = Molar

Tab. 6: Mittelwert und Stabw. des Zementspaltes und des Randspaltes für PM-Krone und Molarenkrone der T1-Brücken mit 4 mm² Verbinderquerschnitt

<i>Zementspalt</i>	Mittelwert (µm)	Stabw. (µm)
T14ZSK1	155,37	71,95
T14ZSK2	141,25	64,69
<i>Randspalt</i>	Mittelwert (µm)	Stabw. (µm)
T14RSK1	82,81	68,97
T14RSK2	71,80	64,76

Abb. 45 und 46 zeigen die Ergebnisse der Messungen mit Hilfe des IFM. Es zeigt sich, wie schon bei den im Abschnitt davor beschriebenen Ergebnissen, dass es deutliche Unterschiede zwischen ZS1 und ZS2 gibt.

Die Randspaltbreiten, gemessen am Lichtmikroskop und dem IFM, sind unterschiedlich, jedoch nicht signifikant.

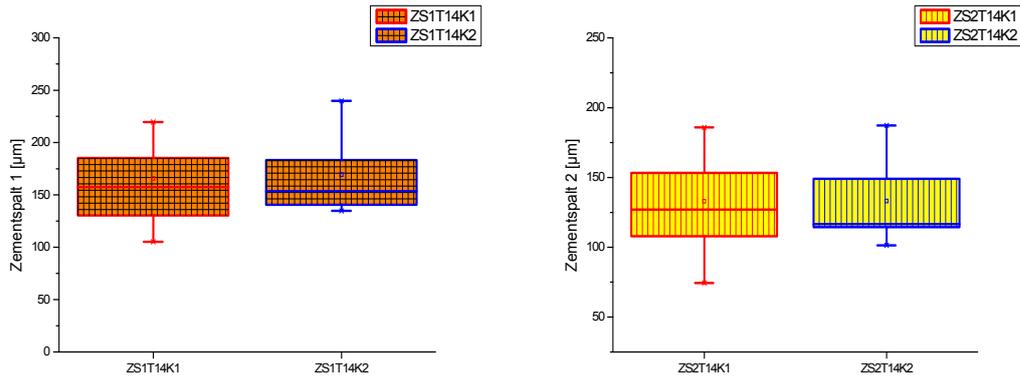


Abb. 45 und 46: Vergleich der Zementspaltbreiten, ZS1 (links) und ZS2 (rechts) von T1-Brücken mit 4 mm² Querschnitt der Verbinder, K1 = Prämolare, K2 = Molare

Tab. 7: Mittelwert und Stabw. der Zementspaltbreiten ZS1 und ZS 2 sowie des Randspaltes für Prämolaren- und Molarenkrone der T1-Brücken mit 4 mm² Verbinderquerschnitt

Zementspalt 1	Mittelwert (µm)	Stabw. (µm)
ZS1T14K1	165,56	37,01
ZS1T14K2	169,35	34,30
<i>Zementspalt 2</i>		
ZS2T14K1	132,91	35,27
ZS2T14K2	133,14	28,30
<i>Randspalt</i>		
	Mittelwert (µm)	Stabw. (µm)
RST1K1	93,61	55,67
RST1K2	125,07	62,87

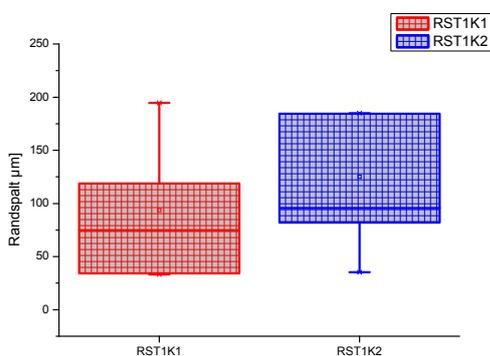


Abb. 47: Vergleich der Randspaltbreite (Alicona) von T1-Brücken mit 4 mm² Querschnitt der Verbinder, K1 = Prämolare, K2 = Molare

Der Randspalt der T1-Brücken mit einem Verbinderquerschnitt von 4 mm² wies, wie in Abb. 47 und Tab. 7 zusammengefasst, eine weite Streuung zwischen 0 und 197,2 µm auf.

7.2.3 Zement- und Randspalt von T1-Brücken mit ansteigendem Verbinderquerschnitt (4–6–8 mm²)

Mit dem vom Prämolaren zum Molaren ansteigende Verbinderquerschnitt sollten verschiedene Fragestellungen untersucht werden. In diesem Abschnitt wird deren Einfluss auf die Zement- und Randspaltqualität bewertet.

In den Abb. 48 und 49 sind die Randspalt- und die Zementspaltbreite, gemessen mit Hilfe des Lichtmikroskops zusammengefasst dargestellt.

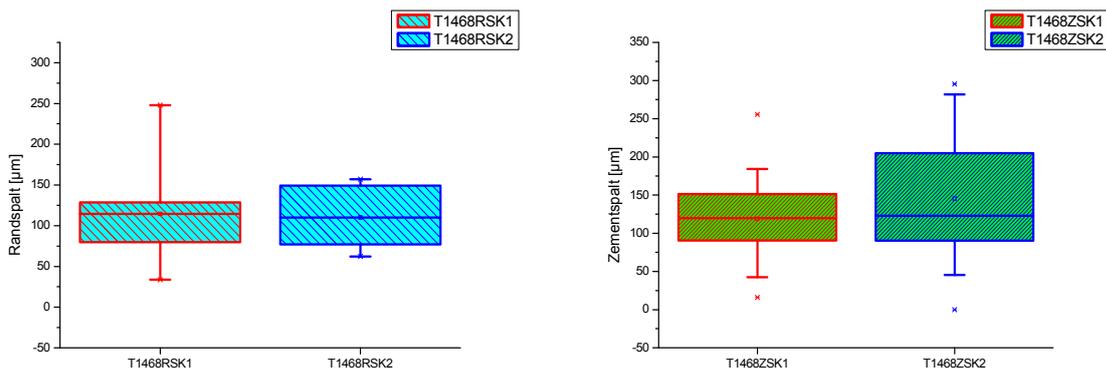


Abb. 48 und 49: Vergleich der Rand- (links) und Zementspaltbreite (rechts) bei T1-Brücken mit 4-6-8 mm² Querschnitt der Verbinder, K1 = Prämolare, K2 = Molare

Tab. 8: Mittelwert und Stabw. des Rand – und Zementspalt für Prämolaren- und Molarenkrone der T1-Brücken mit 4-6-8 mm² Verbinderquerschnitt

<i>Zementspalt</i>	Mittelwert (µm)	Stabw. (µm)
T1 4-6-8 ZS K1	118,92	46,32
T1 4-6-8 ZS K2	145,25	74,17
<i>Randspalt</i>		
T1 4-6-8 RS K1	114,53	60,20
T1 4-6-8 RS K2	110,15	37,70

Den Ergebnissen zufolge führt der etwas vergrößerte Zementspalt an der Molarenkrone zu einer geringfügigen Verkleinerung des Randspaltes dort. Allerdings sind diese Unterschiede zwischen Prämolaren- und Molarenkrone nicht signifikant.

Die Abb. 50 und 51 enthalten die Zusammenfassung der Messungen am IFM.

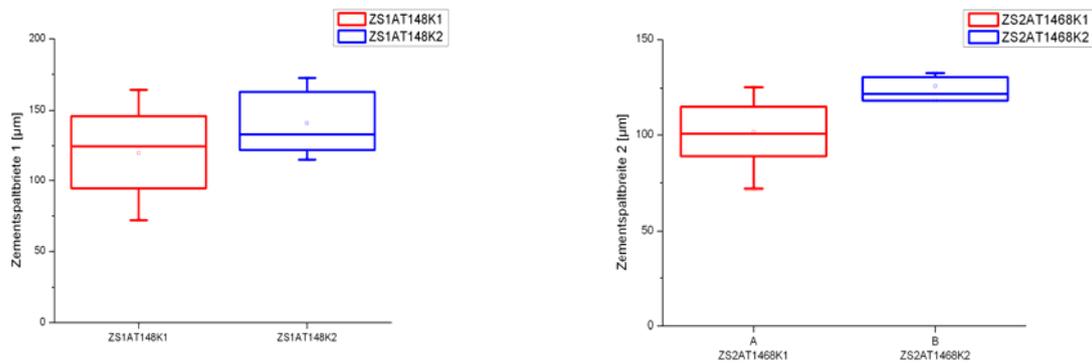


Abb. 50 und 51: Vergleich der Mittelwerte der Zementspaltbreiten, ZS1 (links) und ZS2 (rechts) von T1-Brücken mit 4-6-8 mm² Querschnitt der Verbinder, K1 = Prämolare, K2 = Molar (ALICONA)

Tab. 9: Mittelwert und Stabw. des Zementspaltes 1 (Alicona) für PM-Krone und Molarenkrone der T1-Brücken mit 4-6-8 mm² Verbinderquerschnitt

<i>Zementspaltbreite 1</i>	Mittelwert (µm)	Stabw. (µm)
ZS1AT148K1	119,83	29,81
ZS1AT148K2	141,08	22,72
<i>Zementspaltbreite 2</i>		
ZS2T1468K1	101,56	19,08
ZS2T1468K2	126,03	6,92
<i>Randspalt</i>		
RST1468AK1	157,08	49,48
RST1468AK2	112,21	59,71

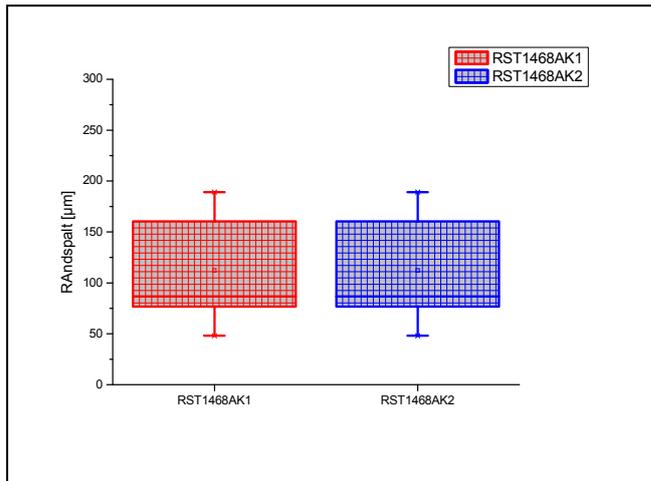


Abb. 52: Vergleich der Randspaltbreiten von T2-Brücken mit 4-6-8 mm² Querschnitt der Verbinder, K1 = Prämolare, K2 = Molare

Die Zementspaltbreiten sind nicht signifikant unterscheidbar und relativ klein, was die relativ großen Randspaltbreiten erklärt. Der Randspalt bei Brücken mit ansteigenden Verbinderquerschnitten (4, 6 und 8 mm²) reichte von 0 bis 247,9 µm und erreicht einen Mittelwert von 112,3 ± 51,9 µm (Median 105,5 µm).

7.2.4 Zement- und Randspalt von T2-Brücken mit 4 mm² Verbinderquerschnitt

Neue LASERstrahlführung und auch eine veränderte Pulverqualität sind die Basis für die T2-Brückenherstellung.

In Abb. 53 und 54 sind die Rand- und Zementspaltbreite der Lichtmikroskopmessungen zusammengefasst dargestellt.

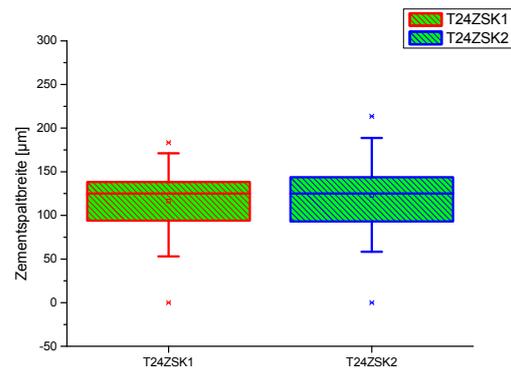
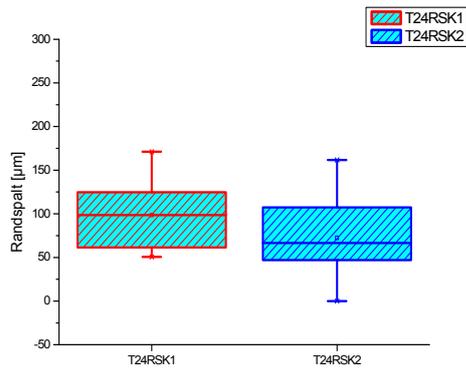


Abb. 53 und 54: Vergleich der Rand- (links) und der Zementspaltbreite bei T2-Brücken mit 4 mm² Querschnitt der Verbinder, K1 = Prämolare, K2 = Molare

Tab. 10: Mittelwert und Stabw. des Rand- und Zementspaltes für Prämolaren- und Molarenkrone der T2-Brücken mit 4 mm² Verbinderquerschnitt

Zementspalt	Mittelwert (µm)	Stabw. (µm)
T2 4 ZS K1	116,44	37,63
T2 4 ZS K2	122,97	40,55
Randspalt	Mittelwert (µm)	Stabw. (µm)
T2 4 RS K1	98,59	40,84
T2 4 RS K2	72,43	49,72

Diesen Ergebnissen zufolge sind die Zementspalten und Randspalten mit sehr großen Streuungen versehen.

Nun folgend werden die Messergebnisse, die mit dem IFM erhalten wurden, zusammengefasst dargestellt.

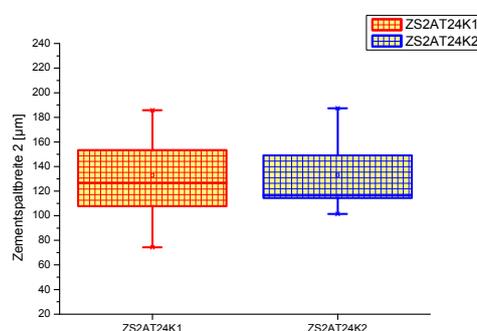
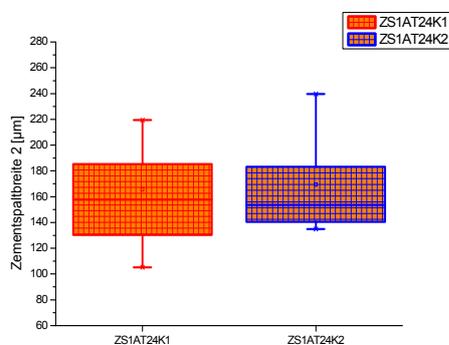


Abb. 55 und 56: Vergleich der Mittelwerte der Zementspaltbreiten, ZS1 (links) und ZS2 (rechts) von T2-Brücken mit 4 mm² Querschnitt der Verbinder, K1 = Prämolare, K2 = Molare

Tab. 11: Mittelwert und Stabw. Der Mittelwerte der Zement- und Randspaltbreiten für Prämolaren- und Molarenkrone der T2-Brücken mit 4 mm² Verbinderquerschnitt

<i>Zementspalt 1</i>	Mittelwert (µm)	Stabw. (µm)
ZS1 A T2 4 K1	165,56	37,01
ZS1 A T2 4 K2	169,35	34,30
<i>Zementspalt 2</i>		
ZS2 A T2 4 K1	132,91	35,27
ZS2 A T2 4 K2	133,14	28,30
<i>Randspalt</i>		
RS A T2 4 K1	93,61	55,67
RS A T2 4 K2	125,07	62,87

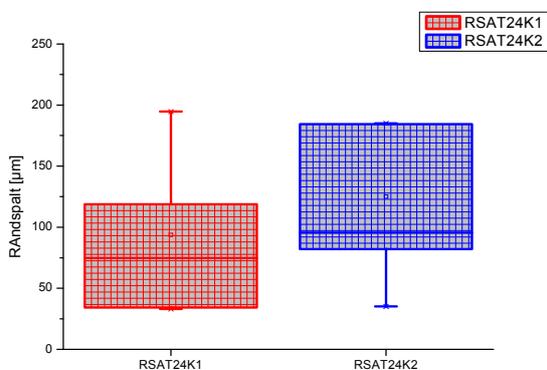


Abb. 57: Vergleich der Randspaltbreiten von T2-Brücken mit 4 mm² Querschnitt der Verbinder, K1 = Prämolare, K2 = Molare

7.2.5 Zement- und Randspalt von T2-Brücken mit ansteigendem Verbinderquerschnitt (4–6–8 mm²)

Als letztes werden die Ergebnisse der Messungen an T2-Brücken mit aufsteigendem Verbinderquerschnitt zusammengefasst dargestellt.

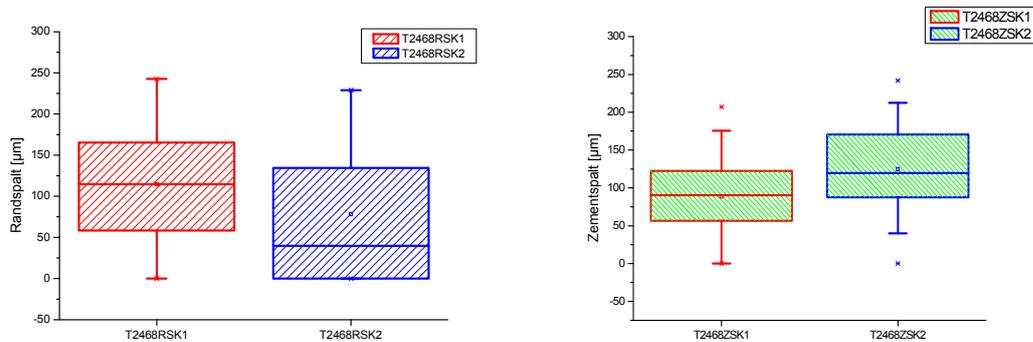


Abb. 58 und 59: Vergleich der Rand- (links) und der Zementspaltbreite (rechts) bei T2-Brücken mit 4-6-8 mm² Querschnitt der Verbinder

Tab. 12: Mittelwert und Stabw. des Rand- und Zementspaltes für Prämolaren- und Molarenkrone der T2-Brücken mit 4-6-8 mm² Verbinderquerschnitt

<i>Zementspalt</i>	Mittelwert (µm)	Stabw. (µm)
T2 4-6-8 ZS K1	88,65	49,92
T2 4-6-8 ZS K2	124,79	54,28
<i>Randspalt</i>		
T2 4-6-8 RS K1	114,57	76,80
T2 4-6-8 RS K2	78,24	86,51

Die Unterschiede in den gemessenen Zement- und Randspaltbreiten machen deutlich, dass bei einer größeren Zementspaltbreite ein kleinerer Randspalt erreichbar ist, wie beim Vergleich zwischen Prämolaren- und Molarenkrone sichtbar wird.

Die mit dem IFM ermittelten Werte sind in den Abb. 60 und 61 zusammengefasst dargestellt.

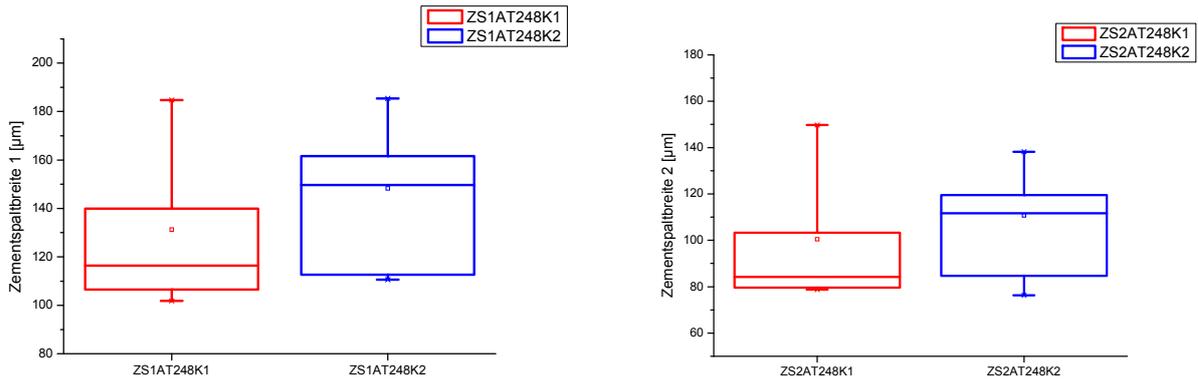


Abb. 60 und 61: Vergleich der Mittelwerte der Zementspaltbreiten, ZS1 (links) und ZS2 (rechts) von T2-Brücken mit 4-6-8 mm² Querschnitt der Verbinder, K1 = Prämolar, K2 = Molar

Tab. 13: Mittelwert und Stabw. (der Mittelwerte) der Zement- und Randspaltbreiten für Prämolaren- und Molarenkrone der T2-Brücken mit 4-6-8 mm² Verbinderquerschnitt

Zementspalt 1	Mittelwert (µm)	Stabw. (µm)
ZS1 A T2 468 K1	131,20	29,47
ZS1 A T2 468 K2	148,22	26,89
Zementspalt 2		
ZS2 A T2 468 K1	100,49	25,80
ZS2 A T2 468 K2	110,68	20,92
Randspalt		
RS A T2 468 K1	112,30	98,46
RS A T2 468 K2	164,35	72,58

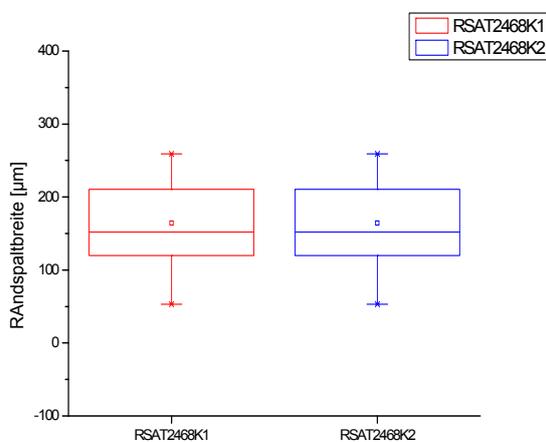


Abb. 62: Vergleich der Randspaltbreiten von T2-Brücken mit 4-6-8 mm² Querschnitt der Verbinder, K1 = Prämolar, K2 = Molar

Zusammenfassung der Untersuchungsergebnisse von LM und IF-Alicona

Tab. 14: Zusammenstellung aller Mittelwerte der Messungen zur Rand- und Zementspalten

Brücke	Spalt	LM	LM(Stabw)	A	A (Stabw.)
T1 3 K1	RS	76,61	50,76	120,11	53,15
T1 3 K2	RS	58,90	50,39	87,19	75,32
T1 3 K1	ZS (1)	116,44	36,02	147,14	17,55
T1 3 K2	ZS (1)	138,28	54,03	170,21	33,45
	ZS (2)			105,26	17,16
	ZS (2)			123,41	31,86
T1 4 K1	RS	82,81	68,97	93,61	55,67
T1 4 K2	RS	71,80	64,76	125,07	62,87
T1 4 K1	ZS (1)	155,37	71,95	165,56	37,01
T1 4 K2	ZS (1)	141,25	64,69	169,35	34,30
	ZS (2)			132,91	35,27
	ZS (2)			133,14	28,30
T1 468 K1	RS	114,53	60,20	157,08	49,48
T1 468 K2	RS	110,15	37,70	112,21	59,71
T1 468 K1	ZS (1)	118,92	46,32	119,83	29,81
T1 468 K2	ZS (1)	145,25	74,17	141,08	22,72
	ZS (2)			101,56	19,08
	ZS (2)			126,03	6,92
T2 4 K1	RS	98,59	40,84	93,61	55,67
T2 4 K2	RS	72,43	49,72	125,07	62,87
T2 4 K1	ZS (1)	116,44	37,63	165,56	37,01
T2 4 K2	ZS (1)	122,97	40,55	169,35	34,30
	ZS (2)			132,91	35,27
	ZS (2)			133,14	28,30
T2 468 K1	RS	114,57	76,80	112,30	98,46
T2 468 K2	RS	78,24	86,51	164,35	72,58
T2 468 K1	ZS (1)	88,65	49,92	131,20	29,47
T2 468 K2	ZS (1)	124,79	54,28	148,22	26,89
	ZS (2)			100,49	25,80
	ZS (2)			110,68	20,92

LM = Lichtmikroskop, A = IFM (Alicona); RS = Randspalt; ZS = Zementspalt

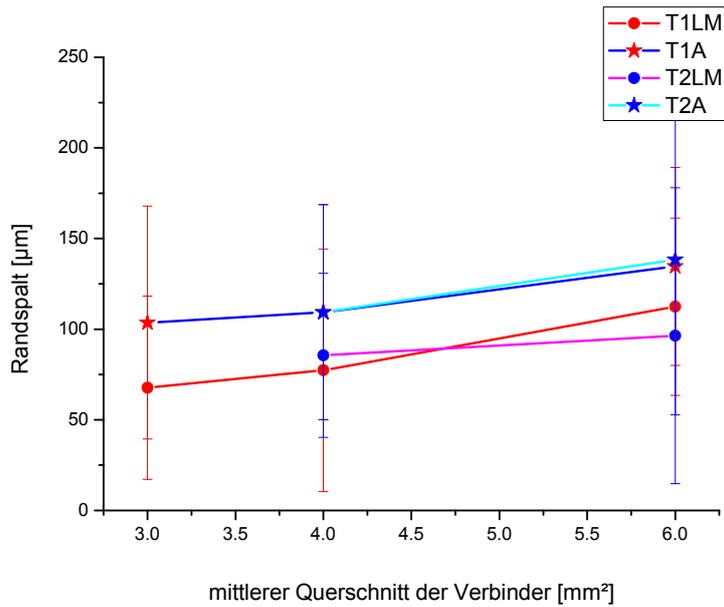


Abb. 63: Vergleich der verschiedenen Messungen zur Bestimmung des Randspalts mit Hilfe des Lichtmikroskops (LM) und dem IFM (Alicona) (A). (T1 und T2 stehen für die unterschiedliche LASERstrahlführung und Pulverqualität)

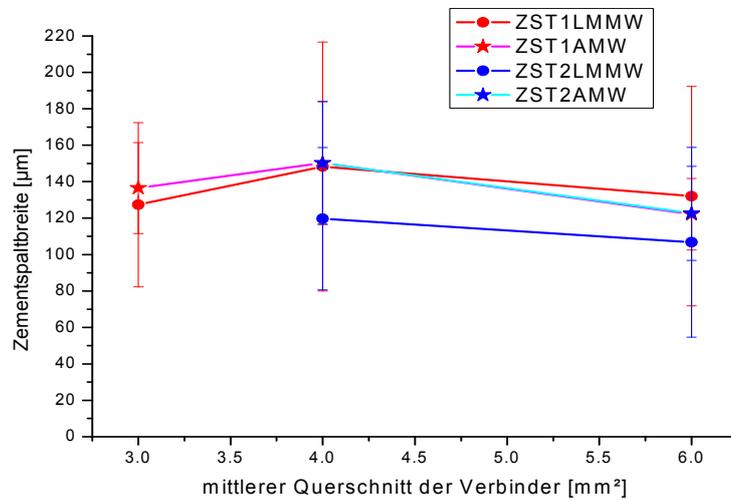


Abb. 64: Vergleich der verschiedenen Messungen zur Bestimmung des Zementspalts mit Hilfe des Lichtmikroskops (LM) und dem IFM (Alicona) (A). (T1 und T2 stehen für die LASERstrahlführung und Pulverqualität)

Der direkte Vergleich der Mittelwerte aus den Messungen der Zement- und Randspaltbreite mit Hilfe des Lichtmikroskops und des IFM zeigt den gleichen Trend, dass der Randspalt indirekt, umgekehrt proportional zur Größe des Zementspaltes ist, wie in den Abb. 63 und 64 deutlich zu sehen.

Die Unterschiede in den Messwerten sind u. a. darauf zurückzuführen, dass die Messungen am Lichtmikroskop punktuell und damit auch variabel entlang der Grenzflächen zwischen Stumpf und Kroneninnenseite erfolgten.

7.3 Biegefestigkeit

Die Biegefestigkeit der 4-gliedrigen SLS-gefertigten Brücken wurde, wie in Material und Methoden beschrieben, einmal nur durch Aufsetzen der Brücken auf die metallischen Stümpfe und zum anderen nach dem Zementieren mit Havard-Zement ermittelt.

An dieser Stelle werden die Kraft-Weg-Kurven der Messungen, beginnend mit den Testungen ohne Zementierung, gefolgt von den Testungen der zementierten Brücken, zusammengefasst vorgestellt.

7.3.1 Biegefestigkeit ohne Zementierung auf dem Modellstumpf

Die Biegefestigkeitsmessungen auf den Modellen ohne Zementierung sind mit der Prüfung im 3-Punkt-Biegetest vergleichbar, da die Kronen auf Grund des vorhandenen Zementspaltes nicht fest sitzen sondern ein Spiel von ca. 100 µm haben und sich so etwas bewegen können.

Die Abbildungen zeigen die Kraft-Verformungs-Kurven sowohl für die T1- als auch die T2-Proben mit unterschiedlichen Verbinderquerschnitten.

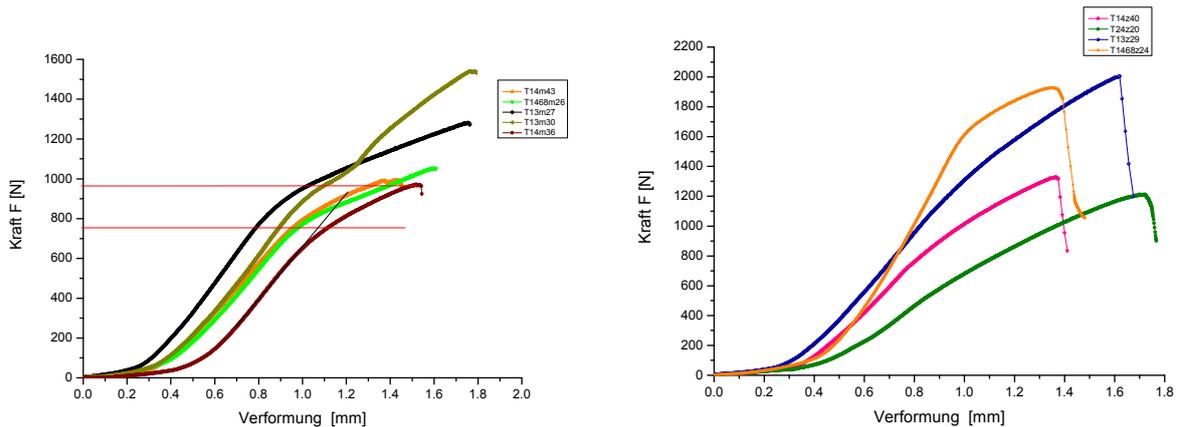


Abb. 65 und 66: Kraft-Verformungs-Kurven für T1-Proben mit unterschiedlichem Verbinderquerschnitt, unzementiert. Die roten Linien markieren den Bereich der beginnenden plastischen Verformung

Unabhängig vom Querschnitt der mittleren Verbinder, die letztlich diejenigen waren, die brachen, sind keine wesentlichen Unterschiede zwischen den verschiedenen Brücken zu beobachten. Zu berücksichtigen ist allerdings, dass die Vorgabe im Falle der 3 mm² nicht erfüllt wurde. Dies kann auch als ein Mangel der SLS-Technik betrachtet werden, diese Genauigkeit nicht reproduzieren zu können.

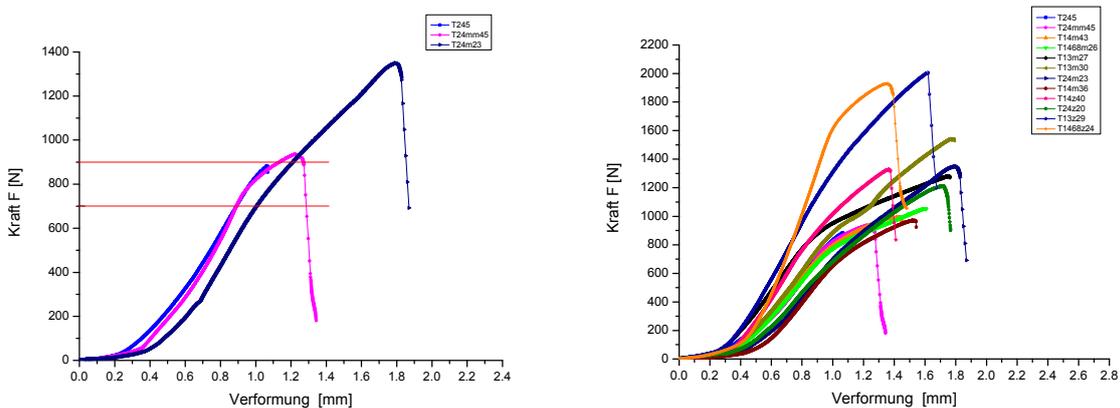


Abb. 67 und 68: Kraft-Verformungs-Kurven von T2-Brücken sowie die Zusammenstellung aller gemessenen Kurven aus dem Biegetest unzementiert

Die Biegefestigkeit σ_b liegt bei diesen Brücken bei 3123 ± 737 MPa. Sie wurde nach folgender Gleichung berechnet.

$$\sigma_b = \frac{F_{\max} \cdot l \cdot 3}{2 \cdot b \cdot h^2}$$

mit

b = gemessene Breite (mm),

F_{\max} = maximal Bruchkraft (N),

l = Abstand der Kronenmittelpunkte (mm), hier 20mm;

h = gemessene Höhe (mm)

7.3.2 Biegefestigkeit mit Zementierung auf dem Modellstumpf

Für diesen Fall der Testung war die Beweglichkeit der Brücke auf den Stümpfen völlig unmöglich und simuliert so die komplette Verriegelung der Zähne. Hierbei werden somit auch Spannungsspitzen erwartet, die bei einer Überbeanspruchung nicht mehr physiologisch sind. Die Pfeilerzähne werden sowohl in das Zahnfach intrudiert und gleichzeitig dazu noch anguliert, d. h. durch die zentrale Belastung gekippt.

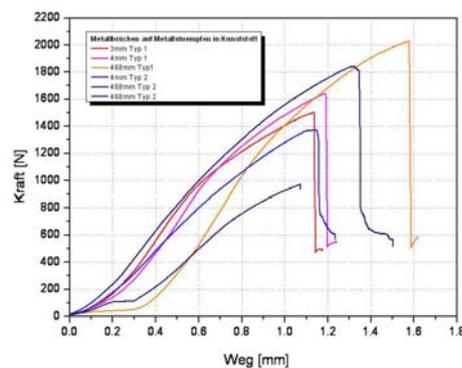
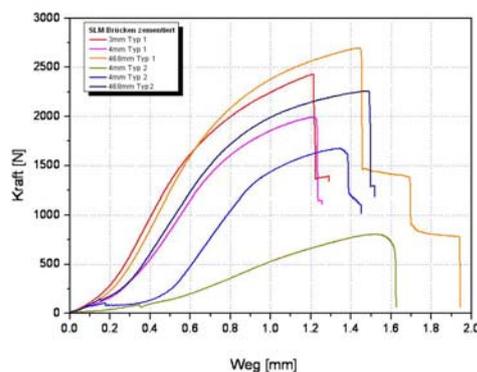


Abb. 69 und 70: Kraft-Verformungs-Kurven für T1- und T2-Brücken zementiert auf dem Modellstumpf

Hier zeigten sich doch deutlichere Abweichungen zwischen den Messkurven, die zunächst so nicht erwartet wurden. Ursache für dieses Verhalten und insbesondere die starken Streuungen der Werte für die T1-Brücken liegen möglicherweise darin begründet, dass unvollständige Schweißverbindungen auf der Zugseite als kritische Risse fungierten.

Die Biegefestigkeiten betragen im Mittelwert 4800 ± 1587 MPa und sind damit wie erwartet etwas größer als die im unzementierten Zustand ermittelten Biegefestigkeiten.

7.4 Gerüstqualität

Ein wesentliches Merkmal für die Qualität zahnärztlicher Gerüststrukturen ist deren Strukturintegrität. Lunker im Volumen, in Oberflächennähe sowie größere Defekte, wie Poren mit Unterschnitten an den Oberflächen sind potentielle mechanische Schwachstellen. So wurden aus dem Pool der SLS-gefertigten Proben aus jeder Serie eine Brücke ausgewählt, eingebettet, gesägt und geschliffen, wie in Kap. 6.3.2 beschrieben. Mit Hilfe des IFM wurden Aufnahmen der Schliffflächen angefertigt und insbesondere auf Fehler, wie Lunker, Defekte in Oberflächennähe und die Struktur der Kroneninnenfläche geachtet.

Die Abb. 71a, 71b, 71c, bis 71d geben einen Überblick über die Defekte und Strukturen, die dem Einsatz der SLS-Technik geschuldet sind.

Deutlich sind sowohl Lunker im Inneren von Verbindern und Kronenwänden, wie auch Lunker in der Nähe der Kronenoberflächen sowie Materialfehler wie fehlendes Material als auch keine Verbindung zwischen Partikeln (Schmelzdefekte) mit der Folge der Ausbildung von Spalten zu sehen.

Die Qualität im Hinblick auf die Strukturintegrität wird durch den Einsatz der LASERstrahlführung/Pulverqualität T2 den vorliegenden Untersuchungen zufolge besser. Es treten weniger Schmelzdefekte und Lunker auf. Die Qualität der Kroneninnenseite hat sich allerdings nicht verbessert.

Es bleiben nach wie vor – insbesondere - in den Kroneninnenseiten Strukturen zurück, die eine präzise Vorhersage der Innenwanddimensionen nicht erlauben. Somit ist die Einstellung eines präzisen und reproduzierbaren Zementspaltes nicht gegeben.

Auch die Veränderung der LASERstrahlführung im Falle von T2 erzielt keine feststellbare Verhinderung der Ausbildung von Mikrospalten, die die Ursache von Spaltkorrosionsphänomenen sein können. Damit ist natürlich eine sichere Vorhersage der Lebensdauer ohne Schädigung des Zahnes nicht gegeben. Es kann zu massiven Schäden der Zahnhart- und –weichgewebe bis zur Pulpanekrose kommen.

7.5 Bruchflächenbewertung

Nach den Biegeversuchen wurde an einem Teil der Proben eine Bewertung der Bruchflächen vorgenommen. Auch dazu wurden Aufnahmen mit dem IFM angefertigt. Die Aufnahmen sind in den Abb. 71 bis 72 zu sehen.

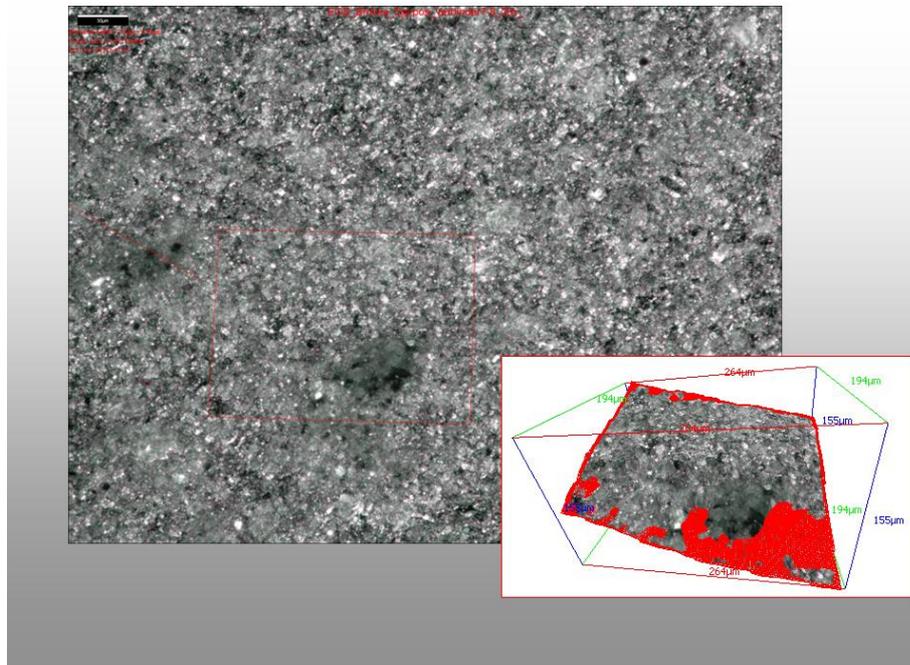


Abb. 71a und 71b: Bruchfläche nach Biegetest. Deutlich sind Strukturen der Pulverteilchen zu sehen, die als Bruchflächen fungieren.

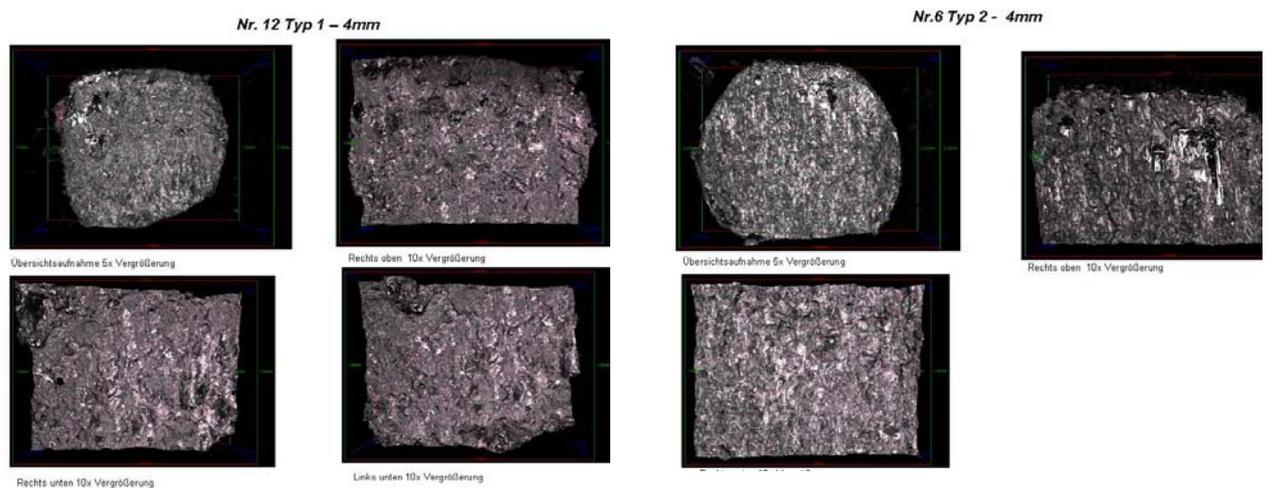


Abb. 72: Bruchflächen nach Biegetest: links Typ 1 und rechts Typ 2 (Aufnahmen IFM Alicona)

Die Aufnahmen in den Abbildungen 71a und b und 72 zeigen, dass die Bruchfläche im Inneren der Verbinder Strukturen der Pulverpartikel aufweisen, unabhängig vom Typ, d. h. der LASERstrahlführung bzw. Pulverqualität. Dies weist darauf hin, dass die Verschmelzung der Partikeloberflächen nur teilweise erfolgte. Unter Biegebeanspruchung bieten diese Bereiche einem sich ausbreitenden Riss keinen großen Widerstand.

8 Diskussion

In der hier vorgelegten Untersuchung mit möglichst praxisnahem Charakter sollten Brückengerüste, die im Selektiven LASERsinterverfahren mit zwei unterschiedlichen LASERstrahlführungsstrategien und Pulverteilchengrößen (T1 und T2) hergestellt wurden, hinsichtlich ihrer Passgenauigkeit, Verblendbarkeit und Bruchfestigkeit untersucht und bewertet werden.

Darüber hinaus stellte sich die Frage, welche Vor- oder Nachteile das Verfahren des Selektiven LASERsinterns gegenüber den modernen Verfahren wie Fräsen, oder den althergebrachten Verfahren, wie dem Gießen, mit sich bringt (Riquier, 2006). Ohne nennenswerte Vorteile in der Fertigung und gleich gute oder bessere Produktqualität macht der Einsatz neuer Technologien auf dem hochsensiblen Dentalmarkt keinen Sinn.

Die Qualitätskriterien für SLS-gesinterten Zahnersatz sind die gleichen, wie für Zahnersatz, der mit Hilfe des klassischen, altbekannten Gussverfahren hergestellt wird.

Ein wesentliches Kriterium ist die Materialhomogenität, denn sie garantiert eine gleichbleibende mechanische Beanspruchbarkeit der angefertigten Strukturen.

Ein weiteres Kriterium stellt die Detailtreue der angefertigten Strukturen dar.

Die Präzision der angefertigten zahntechnischen Konstruktionen muss dauerhaft garantiert werden können. Nur so ist es auch möglich, dass Nacharbeiten an den Kroneninnenwänden vermieden werden können, mit dem Ziel einer Passgenauigkeit auf höchstem Niveau zu erreichen.

Die interne und marginale Passung innovativ hergestellter Kronen und Brücken im Selektiven LASERsinterverfahren sollte an und für sich besser - zumindest jedoch genau so gut sein- wie die der in herkömmlichen Verfahren produzierten prothetischen Konstruktionen. Bringt das neue und vermeintlich innovativere Verfahren keine Verbesserung der Qualität und birgt Risiken bezüglich der Materialgüte und der Maßhaltigkeit, so wird es sich am Markt nicht behaupten können. Die entscheidenden Kriterien für die zahnärztliche Praxis sind heute noch immer die reproduzierbare Qualität und die hohe Materialgüte und nicht ausschließlich das hohe Fertigungstempo - möglichst rund um die Uhr - und die damit verbundene Preisreduzierung. Es existieren diverse in-vitro-Untersuchungen zur internen und marginalen Passgenauigkeit von

Fräskeramiken und Metall-Keramik-Konstruktionen, die im klassischen Gussverfahren hergestellt wurden (Marxkors, 1980b; Lehmann, 1984; Fransson *et al.*, 1985; Bindl *et al.*, 1999; Oruc & Tulunoglu, 2000; Tinschert, 2001; Bindl & Mormann, 2003; Nakamura, 2003; Reich, 2005; D'Arcy, 2009; Kohorst, 2010). Auch für konventionell gegossene Goldkonstruktionen und klassisch gefertigte Keramikkonstruktionen existieren Untersuchungen (Holmes, 1992; Kerschbaum, 1995; 1998).

Zur Passgenauigkeit und Konkurrenzfähigkeit der im Selektiven LASERsinterverfahren hergestellten Konstruktionen gibt es jedoch nur vereinzelte Untersuchungen oder Bewertungen (Riquier, 2006).

Die Passgenauigkeit einer prothetischen Konstruktion wird maßgeblich durch den optimalen Randschluss bestimmt (Turner, 1989). Die Randsichtigkeit ist und bleibt das wichtigste Kriterium für den langfristigen Erfolg einer prothetischen Arbeit. Daran hat auch die Entwicklung neuester Befestigungszemente nichts ändern können. Nur eine absolut präzise gearbeitete und passgenaue Krone schützt den Zahn. So lassen sich Pulpairritationen vermeiden und auf ein Minimum reduzieren (Schleiftraumata sind selbstverständlich nicht auszuschließen), es wird die Funktion des Zahnes wiederhergestellt. Gelingt es nicht eine passgenaue Konstruktion auf den entsprechenden Zahn zu bringen, so richtet der Behandler mehr Schaden als Nutzen an (Knappwost, 1950; Geurtsen, 1990). Das Beschleifen eines Zahnes an sich stellt schon eine iatrogene Schädigung desselben dar und sollte nach kritischer Indikationsstellung möglichst substanzschonend erfolgen. Statistisch betrachtet werden etwa zwanzig Prozent der präparierten vitalen Zähne später devital, was auf das Schleiftrauma zurückzuführen ist. Vor dem Hintergrund erscheint es noch wichtiger, dass eine prothetische Konstruktion perfekt passt und auf das stomatognathe System abgestimmt ist. Wenn ein Zahn überkront werden muss, dann sollte er auch den bestmöglichen passenden Zahnersatz erhalten.

Die Untersuchung der Passgenauigkeit von Kronen und Brücken wurde im Rahmen diverser Studien sowohl *in vivo* als auch *in vitro* durchgeführt. Die Beurteilung der Randspaltnormologie kann zu den verschiedensten Ergebnissen führen, da das Sondieren oder die Inspektion sehr unterschiedlich ausgeführt werden und es eine große Variationsbreite geben kann (Knappwost, 1950; Goldin, 2005). Die *in-vitro*-Versuche sollten unter klinischen Bedingungen stattfinden und müssen jederzeit reproduzierbar sein (Holmes, 1989; 1992).

Die Frage, ob das Selektive LASER-sintern qualitativ bessere zahntechnische Konstruktionen liefern kann und entscheidende Vorteile gegenüber den konventionellen Verfahren, wie dem Gießen und dem neuen, aktuell sehr erfolgreichen und artverwandten CAD/CAM-Fräsen, bringt, steht im Fokus dieser Untersuchung. Deshalb wurden die Brückengerüste hier auch mit Zinkphosphatzement, entsprechend den Empfehlungen der Gruppe um JOERGENSEN (1958), zementiert, da diese einheitliche und vergleichbare Bedingungen garantieren (Joergensen, 1958).

8.1 Vergleich von Brücken aus Legierungspulver Typ 1 vs. Typ 2

Die in-vitro-Untersuchungen der Zement- und Randspaltbreiten der im Selektiven LASERsinterverfahren unter Einsatz von zwei verschiedenen Pulverteilchengrößen sowie LASERstrahlführungsstrategien (T1 und T2) hergestellten Brückengerüste ergaben sehr unterschiedliche Ergebnisse, die im Nachfolgenden mit den vorliegenden Literaturbefunden verglichen werden sollten.

8.1.1 Zementspalt von Brücken mit Verbinderquerschnitt von 3 mm²

Der Zementspalt bei den Brückengerüsten mit einem Verbinderquerschnitt von 3 mm² wurde lediglich bei dem Legierungspulver Typ 1 gemessen, da Typ 2 leider nicht zur Verfügung gestellt wurde. Er betrug im Mittel $127,4 \pm 47,1 \mu\text{m}$ (Median 117,0 μm). Hier imponiert die breite Streuung der Messwerte von 37 % und lässt zumindest die Frage nach den Ursachen dafür aufkommen. In der Literatur wird dieses Phänomen u. a. als extrem raue Oberflächen beim Selektiven LASERsintern beschrieben. Die Kronengerüste wirken in der Aufsicht von innen und von außen, als wären sie zu heiß gegossen worden (Riquier, 2006). Ähnlich große Diskrepanzen für den Zementspalt wurden von Quante, Ludwig et al. (2008) an Metallkeramikronengerüsten festgestellt, die aus verschiedenen Nichtedelmetalllegierungen im Selektiven LASERsinterverfahren hergestellt wurden (Quante *et al.*, 2008).

8.1.2 Zementspalt von Brücken mit Verbinderquerschnitt von 4 mm²

Der Zementspalt bei den Brückengerüsten mit einem Verbinderquerschnitt von 4 mm², die aus dem Legierungspulver Typ 1 hergestellt waren, betrug im Mittel $148,3 \pm 68 \mu\text{m}$ (Median $142,5 \mu\text{m}$). Hier fällt neben den noch größeren gemessenen Zementspaltbreiten eine deutlich ausgeprägtere Streuung, 46 %, der gemessenen Werte auf.

Für die Brückengerüste mit Verbinderquerschnitt 4 mm² aus dem Legierungspulver Typ 2 lag der Mittelwert mit $119,7 \pm 39 \mu\text{m}$ (Median $139,2 \mu\text{m}$) deutlich niedriger und auch die Streuung, mit 33 %, fiel geringer aus. Dieser Unterschied ist auch statistisch signifikant. Das deutet darauf hin, dass nicht alleine der Verbinderquerschnitt, sondern offensichtlich auch die Zusammensetzung und Qualität des Sinterpulvers sowie die Strategie der LASERstrahlführung Auswirkung auf die Qualität des Brückengerüstes haben. Dennoch wurden auch in diesen beiden Fällen Partikelverschiebungen in das Innere der Kronen festgestellt, die den Abfluss des Zementes behindern können.

8.1.3 Zementspalt von Brücken mit ansteigendem Verbinderquerschnitt (4–6–8 mm²)

Die Zementspaltbreite bei Brückengerüsten mit ansteigendem Verbinderquerschnitt, die aus Legierungspulver Typ 1 gefertigt waren, betrug im Mittel $132,1 \pm 63,0 \mu\text{m}$ (Median $122,3 \mu\text{m}$). Auch hier liegt eine breite Streuung der Messwerte, 48 %, vor, analog zu den Brückengerüsten mit 3 bzw. 4 mm² Verbinderquerschnitten.

Bei den Brückengerüsten mit ansteigendem Verbinderquerschnitt aus dem Legierungspulver Typ 2 wurde für die Zementspaltbreite ein Mittelwert von $106,7 \mu\text{m} \pm 55 \mu\text{m}$ (Median $106,3 \mu\text{m}$) gemessen. Auch hier ist der Mittelwert für die aus Legierungstyp 2 gesinterten Brückengerüste niedriger als für die Gerüste aus Typ 1. Die Streuung der Messwerte, 52 %, ist trotzdem beachtlich. Somit scheinen die Probleme beim Zementieren der Brücken im Patientenmund vorprogrammiert, da ein problemloses Fließen des überschüssigen Zements behindert wird. Im Grunde setzt sich hier der Trend der Brückengerüste mit den kleineren Verbinderquerschnitten fort, die Streuung der Messwerte nimmt weiter zu. Die sicherlich gut gemeinte Erhöhungen der Querschnitte, die nach distal zunehmen und somit bessere Festigkeit gewährleisten sollten, führen ungewollt zu einer deutlichen Verschlechterung. Die geringfügig

besseren Messwerte für die Brückengerüste vom Typ 2 deuten darauf hin, das sich das in hier verwendete feinere Pulver im LASERsinterverfahren zwar besser verarbeiten lässt, doch im Ergebnis reichen diese geringfügigen Optimierungen nicht aus. Das sehr unregelmäßige Zementspaltbild mit Ausfransungen in Richtung der Zahnoberfläche bleibt bestehen. Mit einem behinderten Abfließen des Zementes und einem Versatz der Konstruktion ist zu rechnen, was neben einer verkürzten Lebensdauer der Brücke auch auf vorprogrammierte okklusale Probleme im Munde des Patienten hinweist.

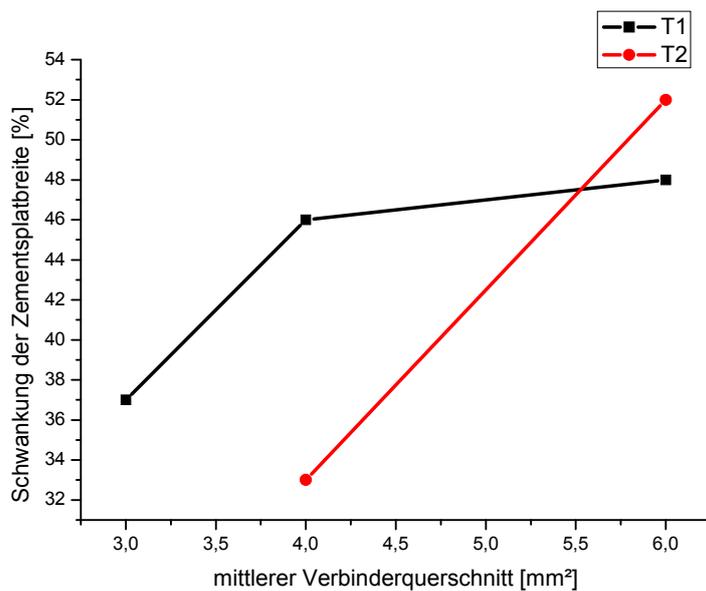


Abb. 73: Schwankungsbreite der Zementspalten in Abhängigkeit vom Verbinderquerschnitt

Die in der Abb. 73 dargestellten prozentualen Abweichungen der gemessenen Zementspaltbreiten macht deutlich, dass die veränderte Pulverteilchenqualität in Verbindung mit der Veränderung der LASERstrahlführung nicht zu einer überzeugenden Verbesserung der Präzision, hier im Sinne einer kalkulierbaren, konstanten Zementspaltbreite führt.

8.1.4 Randspalt von Brücken mit Verbinderquerschnitt von 3 mm²

Für die Brückengerüste mit einem Verbinderquerschnitt von 3 mm² wurde ein durchschnittlicher Randspalt von 67,8 µm ± 49,7 µm gemessen. Die große Streuung der Messwerte von 73 % zeigt, dass trotz des großen mittleren Zementspaltes, im Median von 117 µm bzw. im Mittelwert von 127,4 µm, offensichtlich Probleme beim Ausfließen des Zementes aus der Fuge auftreten. Die in der Abb. 74 zu sehenden Querschliffe der untersuchten Proben verdeutlichen dies.

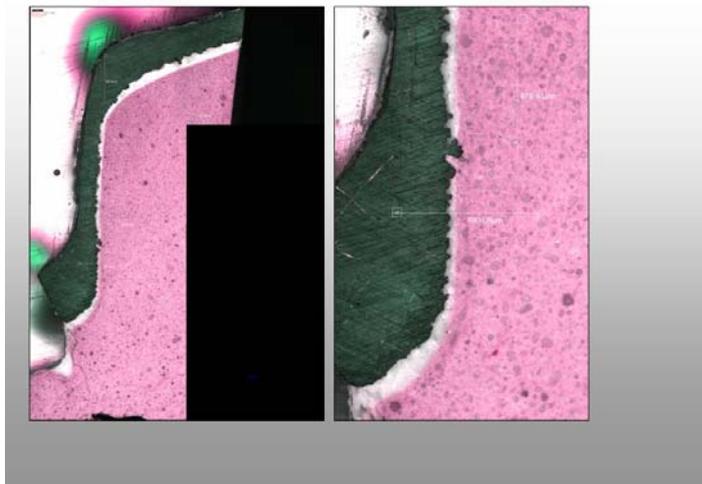


Abb. 74: Querschliff einer T1 Probe. Darstellung von Zement- und Randspalt

8.1.5 Randspalt von Brücken mit Verbinderquerschnitt von 4 mm²

Für die Brückengerüste mit einem Verbinderquerschnitt von 4 mm² aus dem Legierungspulver Typ 1 wurde ein durchschnittlicher Randspalt von 77,3 ± 64,9 µm (Median 79,2 µm) ermittelt. Dieser Wert liegt geringfügig über dem für die Brückengerüste mit Verbinderquerschnitt 3 mm² gemessenem Wert. Die Streuung der Messwerte ist mit 84 % jedoch noch höher, was wiederum auf Ungenauigkeiten bei der Fertigung schließen lässt. Eine so hohe Abweichung der Werte von den Mittelwerten kann und wird in der Praxis nicht toleriert werden. Im Vergleich mit CAD/CAM-gefrästen Konstruktionen stellen diese Werte eine deutliche Verschlechterung dar. Der Behandler in der zahnärztlichen Praxis baut jedoch auf die genau gefertigten Konstruktionen aus seinem zahntechnischen Labor und die gleichbleibende Qualität der Fertigung.

Für die Brückengerüste mit einem Verbinderquerschnitt von 4 mm², die aus dem Legierungspulver Typ 2 gefertigt wurden, konnte ein Randspaltmittelwert von 85,5 ±

48,9 μm (Median 74 μm) ermittelt werden. Der durchschnittliche Randspaltwert ist größer als bei gleichartigen Brückengerüsten aus Legierung Typ 1. Auffällig ist hier eine deutliche Verringerung der Streuung der Messwerte auf 57 %.

Die Vergrößerung des Randspaltes ist in diesem Fall auf die geringeren Zementspaltbreiten, die bei diesen Proben im Mittel bei 119 μm liegen, zurückzuführen. Die Schwankung der Randspaltbreite ist letztlich auch hier der in Verbindung mit einem reduzierten Zementspalt, den in den Zementspalt hineinragenden Legierungspierlen und den dadurch verschlechterten Abflussbedingungen für den Zement geschuldet, was in der Abb. 75 klar zu erkennen ist.

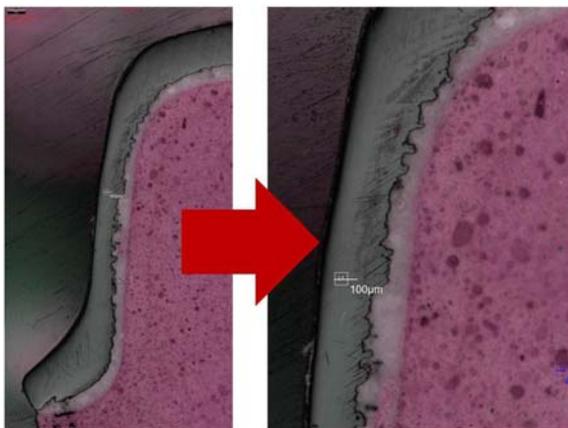


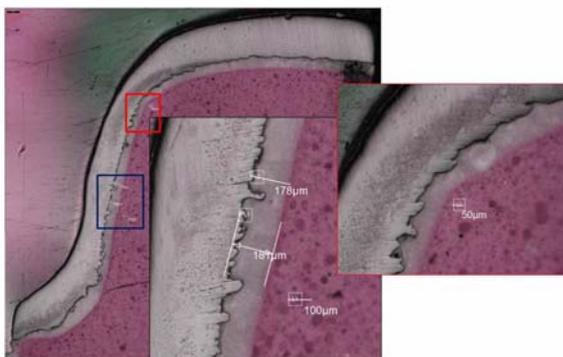
Abb. 75: Querschliff einer T2-Krone (4 mm²) zur Darstellung der Zement- und Randspaltbreite

8.1.6 Randspalt von Brücken mit ansteigendem Verbinderquerschnitt (4–6–8 mm²)

Für die Brückengerüste mit ansteigendem Verbinderquerschnitt (4-6-8 mm²), die aus dem Legierungspulver Typ1 hergestellt wurden, konnte ein durchschnittlicher Randspaltwert von $112,3 \pm 51,9 \mu\text{m}$ (Median 105,5 μm) ermittelt werden. Die Streuung der Messwerte ist mit 46,2 % auch hier groß. Hier scheinen, wie bereits oben erwähnt, im Vergleich zum CAD/CAM-Frässystem größere Defizite zu liegen, da im CAD/CAM-Fräsverfahren bessere und vor allem besser vorhersagbare, reproduzierbare Ergebnisse erreicht werden können. Gerade deshalb ist die Zahl der CAD/CAM-Fräsarbeiten in den letzten Jahren stark angestiegen und hat zu deutlichen Qualitätsverbesserungen in der Zahnheilkunde geführt.

Der Randspaltmittelwert für die Brückengerüste mit ansteigendem Verbinderquerschnitt (4-6-8 mm²), die aus dem Legierungspulver Typ 2 hergestellt wurden, liegt bei gemessenen $96,4 \pm 86,5 \mu\text{m}$ (Median $83,5 \mu\text{m}$). Hier erscheint die Streuung der Messwerte nahe 100 %, mit 87 %, extrem breit und liegt 50 % über denen, die für T1 Brücken ermittelt wurden. Dies ist im direkten Zusammenhang mit der Verkleinerung der Zementspaltbreiten, in diesem Fall im Mittel auf $106 \mu\text{m}$ zu sehen. Dadurch werden die Bedingungen für den Abfluss des Zementes verschlechtert, was die Abb. 76 verdeutlicht.

Eine schwankende Werkstoffqualität, ungenaue Gestaltung oder bereits geringfügigste Dimensionsschwankungen im Mikrometerbereich führen häufig zu Problemen wie Korrosion, mechanischem Versagen oder Auswaschungen des jeweiligen Zements. Dies scheint hier vorprogrammiert.



T 2

Abb. 76: Querschliff der Zement- und Randspaltbreiten für T2 (4-6-8 mm²) Brücken (exemplarisch)

8.2 Vergleich der Randspaltgrößen in Abhängigkeit vom Typ der Legierung

Die Abb. 77 gibt einen Überblick über den Einfluss des Verbinderquerschnitts auf die Randspaltbreite unter Berücksichtigung der verschiedenen Legierungspulverqualitäten und LASERstrahlführungsstrategien, Typ 1 und Typ 2.

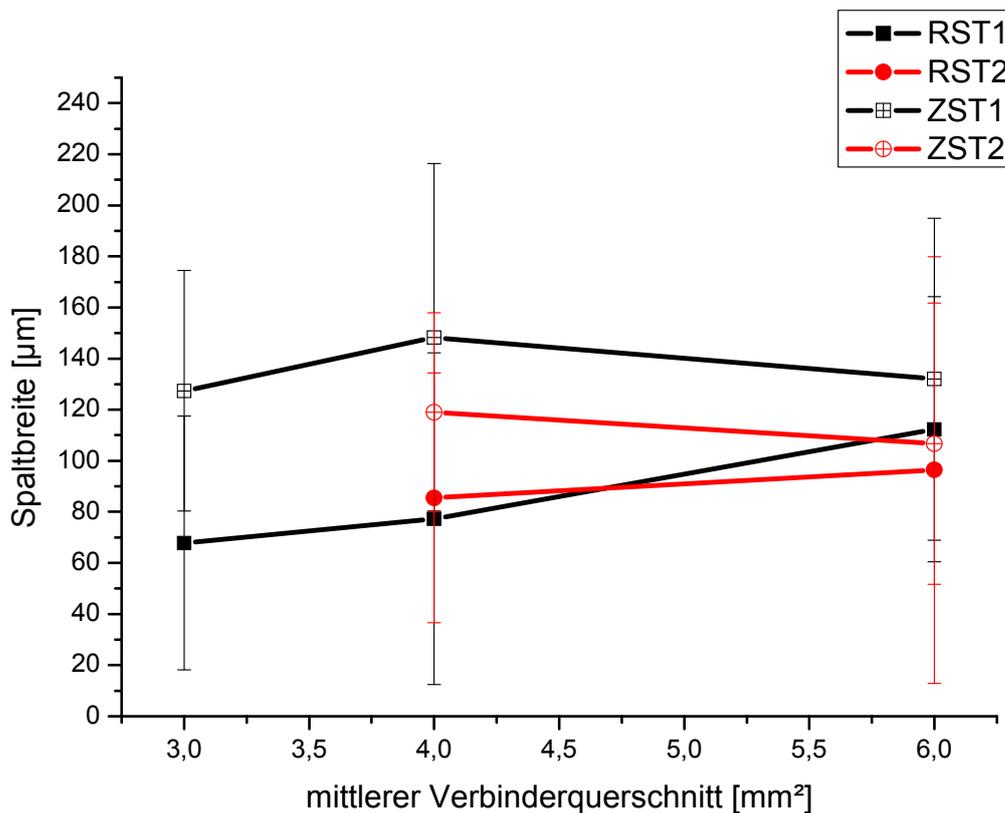


Abb. 77: Zusammenfassung der Randspalt- und Zementspaltbreiten in Abhängigkeit vom Verbinderquerschnitt und dem Typ der Legierung (Typ 1 und Typ 2)

Es zeigt sich, dass offensichtlich mit der Zunahme des Verbinderquerschnitts die Randspaltbreite zunimmt und das Brückengerüste mit ansteigendem Verbinderquerschnitt – wie sie in der Praxis am häufigsten vorkommen dafür besonders anfällig sind. Die verhältnismäßig große Streuung der Messwerte deutet auf Probleme in der Fertigung hin, die auch schon anderen Autoren auffielen und als solche benannt wurden (Bressemer, 2006). Passungengenauigkeiten von Brücken, die im LASERsinterverfahren hergestellt wurden, können unterschiedlichste Ursachen haben. Häufig treten Eigenspannungen in den Brücken auf, die sich allerdings erst nach dem Abtrennen der Gerüste von der Bauplattform bemerkbar machen. Da beim Selektiven

LASERintern das Material nicht komplett aufgeschmolzen wird, wie z. B. beim Gießen, sondern schichtweise aufgebaut wird, heißt das, dass immer nur einzelne Schichten aufgeschmolzen sind und somit auch ein sehr komplexer Wärmetransfer erfolgt (Eisen, 2008).

Die Zonen, die dicht unter den Schichten liegen, die der LASER bearbeitet, werden in der Abkühlungsphase erneut aufgeheizt. Die aus dem Übergang vom flüssigen in den festen Zustand resultierende Volumenabnahme kann nicht ausgeglichen werden, was zu inneren Spannungen und daraus resultierenden Formverzügen führt (Fischer *et al.*, 2008b).

Diese könnten in Korrelation zur Objektgröße und somit auch zum Verbinderquerschnitt des jeweiligen Brückengerüsttyps stehen. Zumindest nehmen die Ungenauigkeiten hier in dem Maße zu, wie der Verbinderquerschnitt der untersuchten Brückengerüste zunimmt und das unabhängig von der Art der hier verwendeten Legierungspulver und Strategien zur Führung des LASERstrahls.

Verzüge in Brückengerüsten sind spätestens seit der Etablierung der Gusstechnik bekannt. Hier führt ein zu schnelles Abkühlen des Gussobjektes und ein damit einhergehendes zu schnelles Erstarren der Masse dazu, dass es zu inneren Spannungen und nachfolgend meistens erst beim Überbrennen der Konstruktionen mit der entsprechenden Keramik zu Verzügen kommt.

8.3 Korrelation zwischen Zementspalt und Randspalt bei Brückengerüsten aus Legierungspulver Typ 1 und Legierungspulver Typ 2

Zwischen den Parametern Randspalt und Zementspalt konnte kein signifikanter Zusammenhang ermittelt werden. Dies gilt für die Brückengerüste mit dem Verbinderquerschnitt von 3 mm² genauso, wie für die Brückengerüste mit dem Verbinderquerschnitt von 4 mm² und letztlich auch für die Brückengerüste mit ansteigendem Verbinderquerschnitt (4-6-8 mm²).

Sämtliche im Rahmen dieser Untersuchung durchgeführten Messungen zur Bewertung der Zementspaltbreiten und der Randspaltbreiten ergaben ein sehr unregelmäßiges Zementspaltbild mit Unebenheiten und Ausweitungen des Metalls an den Kroneninnenwänden, was zu Problemen beim Zementieren der Brücken und zur Lochfraßkorrosion führen muss. Die gemessenen Werte für die Randspaltbreiten

variieren stark und lassen auf Unregelmäßigkeiten bei der Fertigung schließen. Sie erreichen, wie auch die Qualität der Kroneninnenflächen bei Weitem nicht das Niveau der Konstruktionen, die üblicherweise im CAD/CAM-Fräsverfahren hergestellt werden (Hmaidouch, 2011).

Parameter, wie die Zusammensetzung der Legierung, der mittleren Partikelgröße, LASERstrahlleistung und -führung können Einfluss auf die Qualität von SLS-gefertigten Konstruktionen haben.

Die Art und Zusammensetzung des Sintermaterials war nicht Gegenstand dieser Untersuchung, da nur ein Legierungsmaterial, eine Co-Cr-Legierung, genutzt wurde.

Der Einfluss der mittleren Partikelgröße spielte hier schon eine Rolle, da für den Typ 1 ein Legierungspulver mit einer Partikelgröße von 50 μm und für den Typ 2 eine Partikelgröße von 35 μm eingesetzt wurde.

Die Tatsache, dass vereinzelt Partikel nicht aufgeschmolzen werden bzw. bewegt werden, spiegelt sich in Defekten und kleinen Lunkern innerhalb der Verbinderquerschnitte, aber auch im Volumen oder an den Rändern wider und zeigt sich sehr deutlich bei der Bewertung der Zement- und Randspaltbreiten.

Dies hat zur Folge, dass unterschiedlicher Qualitäten in der inneren Struktur sowie an den Rändern gefunden wurden.

Ein maßgeblicher Effekt, der bei der Wechselwirkung des LASERstrahls mit dem Partikeln eintreten kann, ist zweifellos, dass durch den übertragenen Impuls Pulverpartikel verschoben werden können. Somit ist eine grenzenlose Miniaturisierung der Partikel bis hin zu Nanopartikeln unter den gegebenen Umständen nicht möglich.

Die Herstellung von prothetischem Zahnersatz stellt noch immer eine besondere Herausforderung dar. In einigen Fällen beträgt die Kronenwandstärke mitunter nur 300 μm . Dies bedeutet, es wird neben einer gleichmäßigen Wandstärke auch eine fehlerfreie Innenwandseite gefordert, damit die Qualitätsanforderungen, wie eingestellte Zementspaltbreite und der daran geknüpfte minimale Randspalt, realisiert werden können.

Die minimale Kronenwandstärke von 300 μm , das ist im Falle der Legierung 1 das Sechsfache des Partikeldurchmessers und im Falle der Legierung 2 ca. das Acht- bis Neunfache des Partikeldurchmessers. Dies erklärt, warum die Brückengerüste aus

Legierungspulver Typ 2 geringfügig besser bewertet werden konnten, als die gleichartigen Brückengerüste aus Legierungspulvertyp 1.

Neben der Änderung der Partikelgröße wurden auch eine Veränderung der Prozessparameter, insbesondere der LASERpulsleistung vorgenommen. Diese wurden aber nicht explizit mitgeteilt.

Es ist bekannt, dass durch den LASERimpuls eine sehr großer Energieübertrag stattfindet, der zur Folge hat, dass die Schmelztemperaturen deutlich überschritten werden. Daher ist auch ein Arbeiten unter Schutzgas unumgänglich.

Die Steuerung des LASER erfordert eine sehr hohe Präzision, sowohl die Positionierung, als auch die Fokussierung betreffend. Außerdem muss eine zu hohe Wärmeübergabe vermieden werden, da sonst die Konturen nicht stabil bleiben und somit die Dimensionsgenauigkeit leidet. Kaddar zufolge ist eine Wellenlänge des LASERlichts von $0,2\ \mu\text{m}$ – $0,5\ \mu\text{m}$ für Metalle und organische Werkstoffe als optimal anzusehen. Die Materialien weisen in diesem Bereich ein Absorptionsvermögen zwischen 10 und 90 % auf. Helium-Cadmium-LASER (HeCd-) und Nd-YAG-LASER kommen hier hauptsächlich vor (Kaddar, 2010).

Die hier von der Firma EOS verwendete Sinteranlage EOSINT M 270 arbeitet mit einem Ytterbium-FaserLASER womit hier schon die Vorzüge des Mikrosinterns genutzt werden (Bindl & Mormann, 2003).

Das Sintern stellt die Verbindung von Materialpartikeln einheitlicher Größe durch Aufschmelzen ihrer Oberfläche dar. Damit verbunden ist das Verschwinden der Partikelkontur sowie eine Änderung der Dimension, als Folge der Volumenreduktion, die auch als Sinterschrumpfung bezeichnet wird. Offensichtlich läuft dieser Prozess nicht gleichförmig und vorhersagbar, sondern sehr unregelmäßig und prozessparameterabhängig ab. Dies lässt sich anhand der hier dokumentierten sehr unterschiedlichen Qualitäten in der inneren Struktur der Brückengerüste, als auch an den Rändern vermuten.

8.4 Gesamtbewertung aller Messungen der Zement- und Randspalten

Die Bewertung der Zementspaltqualität zeigt, dass in vielen Fällen zu beobachten ist, wie Pulverpartikel in das Innere der Krone versetzt werden.

Die Ursachen dafür können sehr verschieden sein:

1. Durch die gleichzeitige Übertragung eines mechanischen Impulses kann es zu Verschiebungen/Bewegungen der Partikel kommen. Allerdings wäre hier ein verstärkter Effekt mit abnehmender Partikelgröße zu erwarten.
2. Da der Aufbau der Konstruktion schichtweise erfolgt, werden bei jeder neuen Schicht größere Partikel auf die zuvor gesinterte Reihe geschichtet. Es besteht die Gefahr, dass an den Rändern die eine oder andere Perle nicht exakt getroffen wird und somit auch keine Verbindung mit der zu sinternden Struktur eingeht. Dies scheint in dem Bereich der Kroneninnenseite häufiger der Fall zu sein, da hier auch keine Stützstrukturen aufgebaut werden können. Somit kann eine mikrometeregenaue präzise Gestaltung nicht erfolgen. Wie den Untersuchungsergebnissen zu entnehmen ist, sind dann durch die hervorstehenden Partikel die Abflussbereiche eingengt, wie in Abb. 78 schematisch dargestellt.

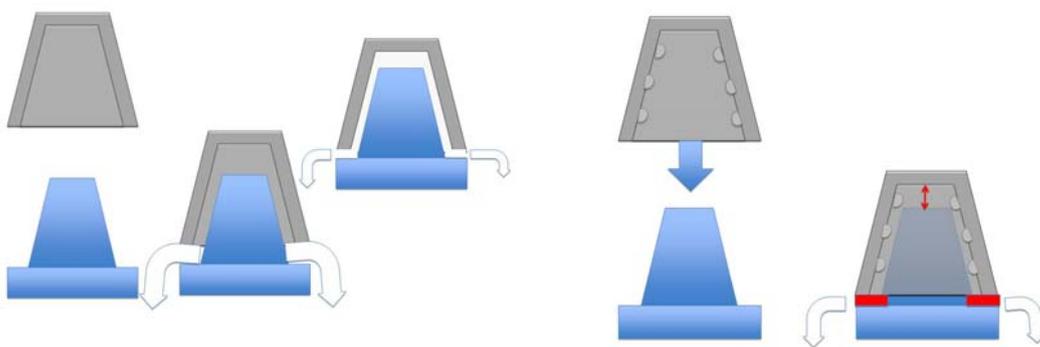


Abb. 78: Schematische Darstellung der Behinderung des Zementausflusses aus der Krone durch Legierungspartikel im Inneren der Krone durch Einengung des Zementspaltes (rechts)

Im Falle von viskösen, etwas zähfließenden Zementen wie u. a. Zn-Phosphatzement, kommt es an den verengten Stellen zu einem vorzeitigen Abbinden des Zementes. Die Folge ist, dass die Konstruktion nicht so aufgesetzt und befestigt werden kann, dass ein minimaler Randspalt, möglichst kleiner als 50 µm verbleiben würde.

Ein weiteres und für den langfristigen Einsatz maßgebliches Problem in diesem Zusammenhang ist die Möglichkeit des Auftretens von Spaltkorrosion an der Kroneninnenseite.

Hierbei ist zu berücksichtigen, dass die in der Innenseite der Kronen festgestellten Strukturdefekte, wie heraus geschobene Partikel, unvollständig zusammengesinterte Perlen sowie größere Spalten/Poren in der Tiefe der Konstruktion mit einer Verbindung zur Oberfläche auftreten.

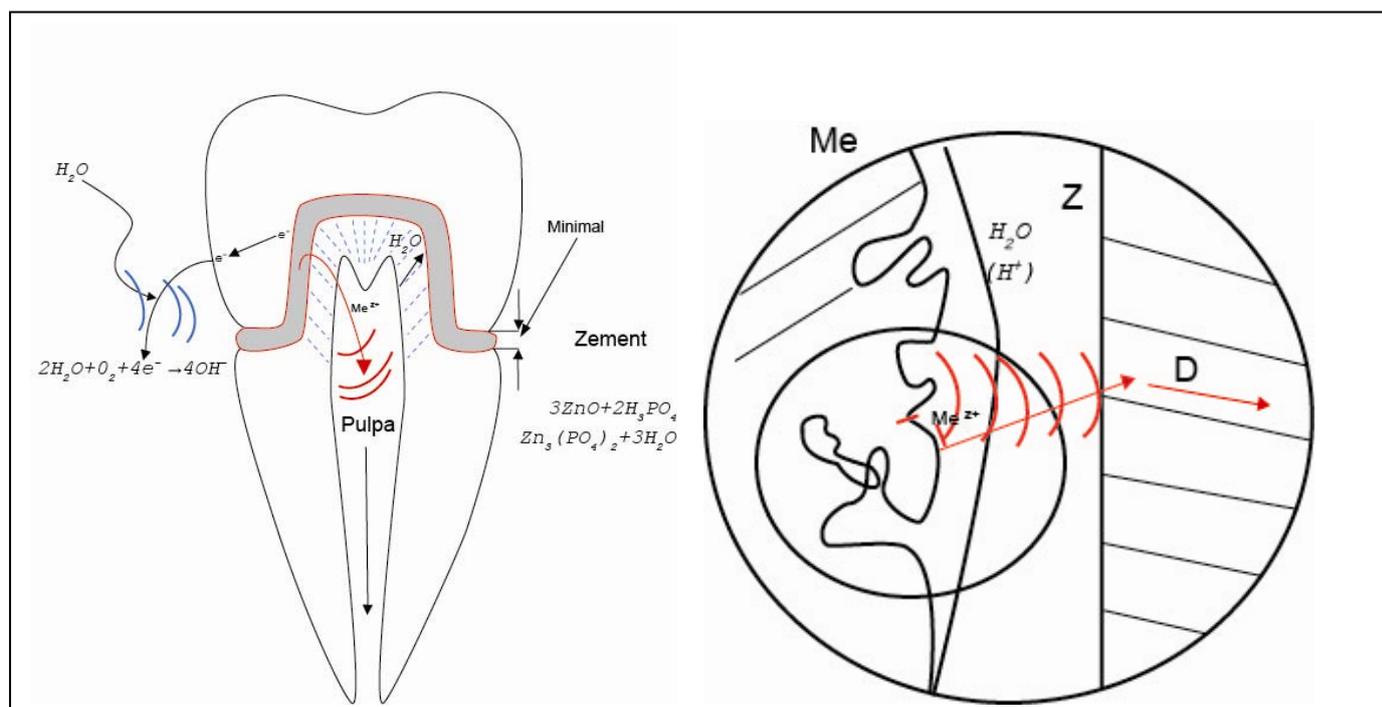


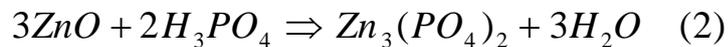
Abb. 79: Schematische Darstellung des Spaltkorrosionsphänomens infolge von Strukturinhomogenitäten in der Kroneninnenwand.

links: Krone – Zementspalt – Zahnstumpf

rechts: Ausschnitt für die Darstellung der Spaltkorrosion

Spaltkorrosion läuft in unzugänglichen, von außen nicht einsehbaren, Bereichen (Spalten) ab. Das Problem ist, dass eine Reaktion auf das mögliche Auftreten diese

Korrosionsart nicht möglich ist, da man sie nicht vorher sieht, sondern erst das Ergebnis derselben. Dies wiederum ist am Ende meist ein verlorener Zahn unter einer Krone.



Bei der Reaktion der freien Metallionen mit Wasser werden Protonen freigesetzt, mit dem Ergebnis, dass der pH-Wert in dem Spalt sinkt.

Das wiederum führt dazu, dass der Zement beginnt sich aufzulösen, denn seine Löslichkeit nimmt mit sinkendem pH-Wert zu (Knibbs & Walls, 1989; Mitchell *et al.*, 2000; Pawlig, 2001).

Da die bei der Oxidation des Metalls freiwerdenden Elektronen aus der Reaktionsgleichung (1) in Folge der elektrischen Leitfähigkeit des Metalls/der Legierung an Stellen geführt werden, die von mit Sauerstoff beladenem Speichel umspült werden, kommt es an diesen Oberflächen zur Reduktion des Sauerstoffs unter Bildung von OH⁻-Ionen (s. Gleichung (4)).



Dadurch wird die Korrosion der Legierung in dem Spalt an der Kroneninnenwand zu einem immerwährenden Prozess. Hinzu kommt, dass der Zement nicht trocken ist, sondern immer etwas Feuchtigkeit/Wasser) enthält. Dies wiederum hat zur Folge, dass die entstehenden Metall-Ionen, Metall-Hydroxide und auch Metall-Chloride, durch einen Diffusionsprozess verdünnt werden. Eine Quelle für Wasser sind die Dentinkanälchen und diese werden in dem Moment richtig aktiv, wenn der Zement bis an die Grenze der Präparation am Zahn aufgelöst und zerstört ist.

In dieser Phase werden die Korrosions- und Abbauprodukte über die Pulpa abtransportiert, was mit einer Nekrose derselben endet.

Diese infauste Prognose ist ein wesentlicher Grund den Einsatz von SLS-gefertigtem Zahnersatz kritisch zu betrachten, neben den o. g. Passungengenauigkeiten, die ebenfalls nicht den Anforderungen an CAD/CAM-gefertigte Strukturen genügen.

Zur Lochfraßkorrosion bei SLS-Brücken gibt es auch gegenteilige Meinungen.

FISCHER zufolge weisen SLS-Brücken eine geschlossene kompakte Außenhülle auf, die die poröseren Strukturen im Inneren vor Lochfraßkorrosion schützen (Fischer *et al.*, 2008b).

Obwohl hier die Brückengerüste mit derselben Maschine hergestellt wurden decken sich die Ergebnisse in keinsten Weise mit denen der hier vorliegenden Untersuchungen.

Die zerklüfteten Innenränder der Kronen sind ideale Angriffsflächen für Lochfraßkorrosion.

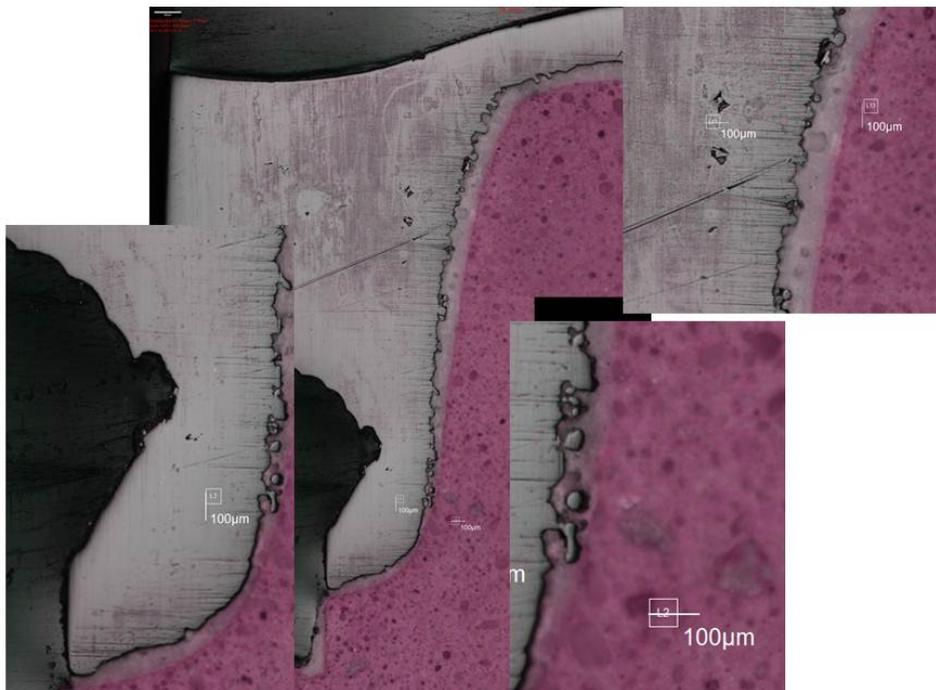


Abb. 80: Defekte in der SLS-Struktur, die Ausgangspunkt die Lochfraßkorrosion sein können

8.5 Bewertung der Biegefestigkeitsuntersuchungen

Die Untersuchung der Biegefestigkeit der 4-gliedrigen Brücken zeigt deutlich, dass es unerheblich ist, welche Partikelgröße und welche Prozessparameter eingesetzt wurden. Selbst bei den im Rahmen dieser Untersuchungen eingesetzten Querschnitten für die Verbinder werden Biegefestigkeitswerte erreicht, die eine ausreichende mechanische Stabilität für den Einsatz im Mund signalisieren. Allerdings ist der Umfang der Messungen nur in der Summe aller zu bewerten. Hier zeigt sich, dass eine große Streuung der Werte zu verzeichnen ist, was, wie die Interferenzbilder zeigen, auf die sehr unterschiedliche Qualität der Verbinder zurückzuführen ist.

Tab. 15: Zusammenstellung aller Biegefestigkeitsergebnisse ohne und mit Zementierung

Zementierung	Mittelwert [MPa]	Stabw. [MPa]
ohne	3128	737
mit Zinkphosphatzement	4400	1587

Die in der Tab. 15 zusammengefassten Ergebnisse der Biegefestigkeituntersuchung machen deutlich, dass SLS-gefertigte Brücken, auch mit sehr kleinen Verbinderquerschnitten den Anforderungen im Patientenmund genügen würden. Zu bedenken ist hierbei jedoch, dass die Untersuchungen ohne weitere Verarbeitungsschritte wie, das Aufbrennen von Keramik und die Simulation tatsächlicher Beanspruchungszustände vorgenommen wurde.

Außerdem wurden die Berechnungen mit der maximalen Bruchkraft, die in den meisten Fällen erst nach einer starken plastischen Verformung erreicht wurde durchgeführt. Bei genauerer Betrachtung der Kraft – Weg- Kurven fällt auf, dass der elastische Bereich schon bei Kräften zwischen 400 und 800 N verlassen wird, was im Falle einer Verblendung mit einer Keramikschiicht zu deren Abplatzen führen würde, da deren Verformungskapazität sehr schnell erschöpft ist. Dies berücksichtigend, bewegen sich die Biegefestigkeiten für die im Rahmen dieser Studie untersuchten Brückenkonstruktionen bei 1020 ± 235 MPa.

Es ist erstaunlich, dass trotz der aufgezeigten Defekte sowohl im Rand als auch im Volumenbereich derart hohe Biegefestigkeitswerte erreicht werden.

Schlussfolgernd kann gesagt werden, dass das Verfahren schon stabile prothetische Konstruktionen herstellen kann, deren dauerhafte Funktionsfähigkeit allerdings noch bewiesen werden muss.

Aus Sicht dieser Untersuchungen gibt es noch erhebliche Mängel in der Herstellung von SLS-gefertigten, maßhaltigen Strukturen, so wie sie für die sichere, zuverlässige prothetische Versorgung der Patienten benötigt werden. Dies sollte auch im Vordergrund weiterer Entwicklungen stehen, denn erst dann würde ein Vorteil durch Nutzung eines additiven Verfahrens mit der Möglichkeit komplexe Strukturen fertigen zu können, sichtbar werden.

8.6 Zusammenfassung

Das Verfahren des Selektiven LASERSinterns hat sich in der Prototypenherstellung bewährt und wird bei der Herstellung von individuell angefertigten Implantaten in der Defektprothetik, insbesondere aber in der Orthopädie sowie der Mund- Kiefer- und Gesichtschirurgie, erfolgreich eingesetzt (Vail *et al.*, 1999; Zhang, 2008; 2009). Die maßgefertigten Unikate ersetzen fehlendes Gewebe im Bereich des Knochens der Schädelkalotte oder des Nasenrückens der Patienten und können genau angepasst werden (Knappwost, 1950; Beschmidt & Strub, 1999; Bindl & Morman, 2005). Sinn und Zweck ist hier die Auffüllung großer knöcherner Defekte, welche vom Knochengewebe nur begrenzt wieder aufgefüllt werden könnten. Eine Rekonstruktion mit SLS-Implantaten, die mit Hilfe der Computertomographie maßgeschneidert werden, vergrößert die Heilungschancen und verkürzt die Regenerationszeit. Dies ist jedoch nicht vergleichbar mit der Herstellung von prothetischen Konstruktionen in der Zahnheilkunde, da gerade hier höchste Anforderungen an die Präzision und Maßhaltigkeit gestellt werden. Im Gegensatz zum regenerativen Knochengewebe wächst Zahnhartsubstanz nicht nach und in der Zahnprothetik liegt die Messlatte deutlich höher. Die althergebrachte Gusstechnologie wurde gerade zum Ende des letzten Jahrtausends so perfektioniert und als Standardtechnik in den zahntechnischen Laboratorien angewandt, Der erreichte Qualitätsstand der Gussverfahren war und ist als sehr hoch anzusehen. Die modernen CAD/CAM-Frästechniken markierten hier allerdings – insbesondere was die Materialhomogenität und die Reproduzierbarkeit betraf - einen neuen Meilenstein der zahnärztlichen Prothetik und setzte neue Maßstäbe.

Die Großserienfertigung von Kronen und Brücken sowie anderer prothetischer Konstruktionen mit Hilfe des Selektiven LASERSinterverfahrens muss sich hier in allen Belangen an den Ergebnissen der althergebrachten konventionellen Fertigungsmethoden, z. B. Gusstechnologie mit Verblendkeramik, als auch - und das im Besonderen an den Ergebnissen anderer hochmoderner Fertigungstechniken -, z. B. CAD/CAM-Frästechnik, messen lassen. Die CAD/CAM-Frästechnologie verkürzte die Fertigungszeiten für Kronen und Brückengerüste deutlich und konnte gerade in den letzten Jahren die konventionellen Verfahren in puncto Präzision deutlich in den Schatten stellen (Spiekermann, 1986; May, 1998; Nakamura *et al.*, 2000; Nakamura, 2003; Kokubo, 2005; Reich, 2005; Tinschert & Natt, 2007; Drago *et al.*, 2010; Kohorst,

2010; Tinschert, 2001). Bis auf geringe Nacharbeiten steht nach dem CAD/CAM-Fräsen ein passgenaues Kronen- oder Brückengerüst zur Verfügung.

Beim Selektiven LASERSintern können in einem deutlich längeren Arbeitsgang eine Vielzahl von Kronen- und Brückengerüsten gefertigt werden, doch fallen hier sehr zeitaufwändige Nacharbeiten an, welche nur manuell durchgeführt werden können. Die Ursache dafür sind die Haltestege, die das jeweilige Bauteil sicher an die Sockelplatte binden sollen (Riquier, 2006). damit es nicht zu massiven Verzügen kommt (Eisen, 2008). Individuelle Fehler beim Ausarbeiten sind vorprogrammiert und nicht auszuschließen.

Das Argument der materialsparenden Fertigung kommt nicht zum Tragen, da die Materialverluste die beim Abtrennen der sogenannten Haltestege auftreten nicht unerheblich sind. Die anfallenden Reste sind nicht weiter verwertbar, wandern also in den Müll.

Bedauerlicherweise ist es der Firma EOS (Krailing, Deutschland) nicht gelungen die Brücken in den vorgegebenen Verbinderquerschnitten maßgenau zu produzieren. Die Brückengerüste aus der T1-Legierung mit einem Verbinderquerschnitt von 3 mm^2 waren sehr unregelmäßig und entsprachen im Gesamtbild eher denen der Brückengerüste mit einem ansteigenden Verbinderquerschnitt von $4\text{-}6\text{-}8 \text{ mm}^2$. Dies ergab das manuelle Nachmessen der Verbinderquerschnitte. Die Brückengerüste mit den Verbinderquerschnitten von 4 mm^2 und $4\text{-}6\text{-}8 \text{ mm}^2$ entsprachen annähernd den Maßvorgaben. Dies konnte für beide Materialgruppen, T1 und T2 ermittelt werden.

Hier zeigte sich erneut, dass die SLS-Technologie den Anforderungen der modernen Zahnheilkunde in puncto Präzision nicht genügen kann.

CAD/CAM suggeriert Dimensionen im Mikrometerbereich und eine sehr hohe Qualität sowohl an den Rändern als auch im Volumen. Dies gilt nicht für das SLS-Verfahren.

Es treten zu große Defekte auf, die auch durch das im Rahmen des Abtrennens der Stützstrukturen notwendige Nachbearbeiten nicht beseitigt werden können. Dies führt zu Fehlern beim Aufbrennen der Keramik, dem Abplatzen derselben, Froschaugen (Blasen) sowie Spannungen an der Grenzfläche von Gerüst zu Keramik. Diese sind häufig erst später sichtbar und nicht reparierbar und somit auch nicht tolerierbar.

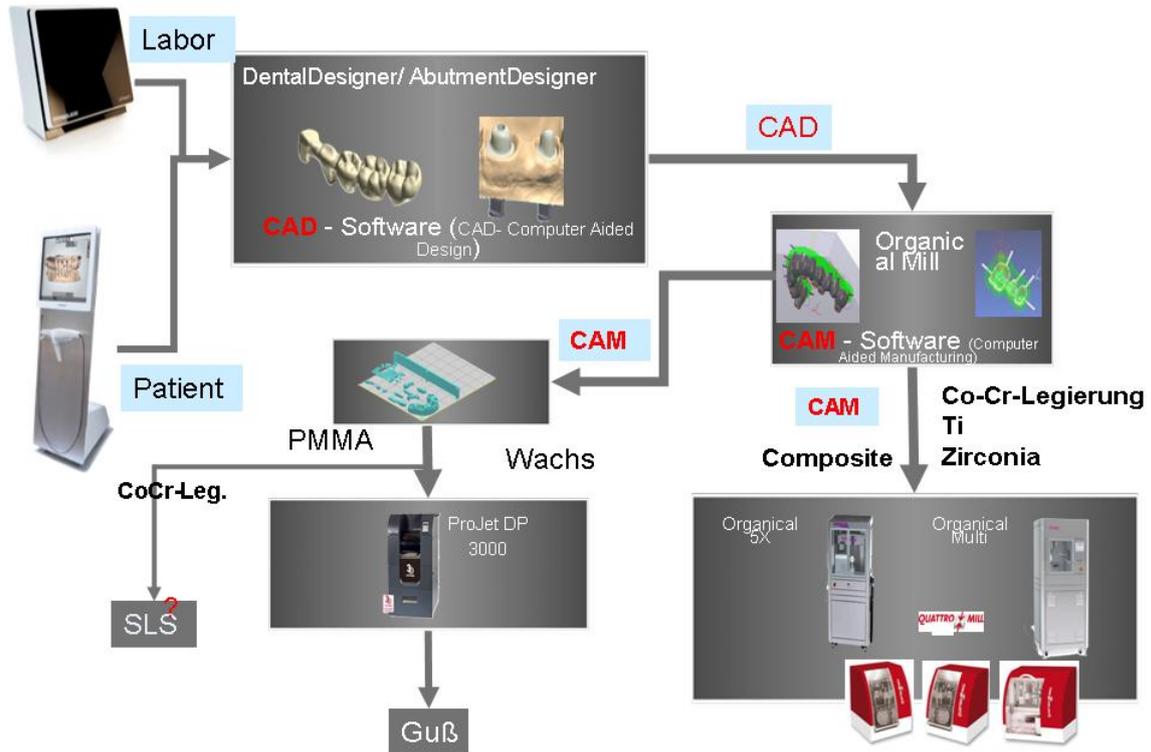


Abb. 81: Digitaler workflow im zahntechnischen Labor. Beginnend beim Scanner, Modellscanner oder Mundscanner, über die Erstellung von Modellen und den dazugehörigen Steuer codes für die entsprechenden Maschinen

9 Literaturverzeichnis

- BEGO (2008a) Vom "Goldschlagen" zum Laser-Schmelzen - Zu Besuch bei BEGO, Teil 2. Digital DentalNews, pp. 55-69.
- BEGO (2008b) Vom "Goldschlagen" zum Laser-Schmelzen Zu Besuch bei BEGO, Teil 1. Digital DentalNews, pp. 56-62.
- Beschmidt, S.M. & Strub, J.R. (1999) Evaluation of the marginal accuracy of different all-ceramic crown systems after simulation in the artificial mouth. *Journal of oral rehabilitation*, **26**, 582-593.
- Bieniek, K.W. & Küpper, H. (1988) Zur Randspaltproblematik von Keramikronen. *Zahnärztl Welt Ref*, **97**, 1048-1051.
- Bieniek, K.W., Kupper, H. & Richter, E.J. (1989) Studies on marginal fit of Dicor crowns. *Deutsche zahnärztliche Zeitschrift*, **44**, 783-784.
- Bindl, A. & Morman, W.H. (2005) Marginal and internal fit of all-ceramic CAD/CAM crown-copings on champfer preparations. *Journal of oral rehabilitation*, **32**, 441-447.
- Bindl, A. & Mormann, W.H. (2003) Clinical and SEM evaluation of all-ceramic chair-side CAD/CAM-generated partial crowns. *European journal of oral sciences*, **111**, 163-169.
- Bindl, A., Windisch, S. & Mormann, W.H. (1999) Full-ceramic CAD/CIM anterior crowns and copings. *International journal of computerized dentistry*, **2**, 97-111.
- Böning, K.W.e.a. (2000) Klinische Randspaltmessungen von Procera AllCeram-Kronen. *Deutsche zahnärztliche Zeitschrift*, **55**, 97-100.
- Bressemer, J. (2006) CAD/CAM heißt nicht unbedingt fräsen. Laserschmelzen. *dental-labor*, **LIV**, ohne Seitenangabe.
- Cho-Yan Lee, J., Mattheos, N., Nixon, K.C. & Ivanovski, S. (2012) Residual periodontal pockets are a risk indicator for peri-implantitis in patients treated for periodontitis. *Clinical oral implants research*, **23**, 325-333.
- Cooper, K.G. (2001) *Rapid prototyping technology*, New York.
- D'Arcy, B.L.e.a. (2009) The reproducibility and accuracy of internal fit of Cerec 3D CAD/CAM all ceramic crowns. *The European journal of prosthodontics and restorative dentistry*, **17**, 73-77.
- Digital_DentalNews, F. (2008) Vom "Goldschlagen" zum Laser-Schmelzen *Digital_DentalNews*.

- Drago, C., Saldarriaga, R.L., Domagala, D. & Almasri, R. (2010) Volumetric determination of the amount of misfit in CAD/CAM and cast implant frameworks: a multicenter laboratory study
The International journal of oral & maxillofacial implants, **25**, 920-929.
- Eichner, K. & Voss, R. (1971) Der Kronenrand. *Deutsche Zahnärztliche Zeitschrift*, **26**.
- Eisen, M. (2008) SLM-Verfahren: Mehr Formgenauigkeit - weniger Eigenspannung. *ZAHNTECH MAG*, **12**, 626-632.
- EOS-Firmenschrift (2007) Dental e-Manufacturing Solutions: e-Manufacturing - revolutionary technology for dental laboratories - Where high productivity meets CAD CAM quality. In Systems, E.E.O. (ed). EOS GmbH, Krailling, Germany.
- Findeiß, M. (2012) Intraoralscanner mutig angehen. *ZAHNTECH MAG*, **16**, 728-735.
- Fischer, J., Stawarczyk, B. & Hammerle, C.H.F. (2008a) Flexural strength of veneering ceramics for zirconia. *Journal of dentistry*, **36**, 316-321.
- Fischer, J., Stawarczyk, B., Trottmann, A. & Hämmerle, C.H.F. (2008b) Festigkeit lasergesinterter Brückengerüste aus einer CoCr-Legierung. *Quintessenz Zahntech*, **34**, 140-149.
- Fransson, B., Oilo, G. & Gjeitanger, R. (1985) The fit of metal-ceramic crowns, a clinical study. *Dental materials: official publication of the Academy of Dental Materials*, **1**, 197-199.
- Geurtsen, W.M. (1990) Die Verwendung von Titan in der konservierenden Zahnheilkunde. *Zahnärztl Welt Ref*, **99**, 977-980.
- Goldin, E.B.e.a. (2005) Marginal fit of leucite-glass pressable ceramic restorations and ceramic-pressed-to-metal restorations. *The Journal of prosthetic dentistry*, **93**, 143-147.
- Gu, H.X. & Kern, M. (2003) Marginal discrepancies and leakage of all-ceramic crowns: influence of luting agents and aging conditions. *The International journal of prosthodontics*, **16**, 109-116.
- Hmaidouch, R. (2011) Untersuchung zum Einfluss von Präparationsart, Zementspalteinstellung und Art des Befestigungszements auf die Passgenauigkeit CAD-CAM gefertigter vollkeramischer Kronengerüste *Inst. für Zahnärztliche Prothetik, Alterszahnmedizin und Funktionslehre. Charité - Universitätsmedizin Berlin, Berlin*.
- Holmes, J.R.e.a. (1989) Considerations in measurement of marginal fit. *The Journal of prosthetic dentistry*, **62**, 405-408.
- Holmes, J.R.e.a. (1992) Marginal fit of castable ceramic crowns. *The Journal of prosthetic dentistry*, **67**, 594-599.

- Joergensen, K.D. (1958) Prüfungsergebnisse zahnärztlicher Gussverfahren. *Deutsche zahnärztliche Zeitschrift*, **14**.
- Jörgensen, K.D. (1960) Factors affecting the film thickness of zinc phosphate cement. *Acta odontologica Scandinavica*, **18**, 479-485.
- Kaddar, W. (2010) Die generative Fertigung mittels Laser-Sintern: Scanstrategien, Einflüsse verschiedener Prozessparameter auf die mechanischen und optischen Eigenschaften beim LS von Thermoplasten und deren Nachbearbeitungsmöglichkeiten *Fakultät für Ingenieurwissenschaften, Abteilung Maschinenbau und Verfahrenstechnik der Universität Duisburg-Essen, Duisburg-Essen*.
- Kerschbaum, T. (1995) Normierter Kronenrand? Eine Analyse aus klinischer Sicht. In Walther, W., Heners, M. (eds) *Qualitätssicherung in der Zahnheilkunde - Anspruch und Wirklichkeit*. Hüthig, Heidelberg, Heidelberg.
- Kerschbaum, T. (1998) Kronenrandschluss und Konturqualität in fünf Dentallaboratorien. *Deutsche zahnärztliche Zeitschrift*, **61**, 620-631.
- Knappwost, A. (1950) Über die Zersetzung und Zersetzungshemmung der Phosphatzemente im Bereich der Mundhöhle *Deutsche zahnärztliche Zeitschrift*, **5**, 1022-1030.
- Knibbs, P.J. & Walls, A.W.G. (1989) A laboratory and clinical evaluation of three dental luting cements. *Journal of oral rehabilitation*, **16**, 467-473.
- Kohorst, P.e.a. (2010) Different CAD/CAM-processing routes for zirconia restorations: influence on fitting accuracy. *Clinical oral investigations*.
- Kokubo, Y.e.a. (2005) Clinical marginal and internal gaps of Procera AllCeram crowns. *Journal of oral rehabilitation*, **32**, 526-530.
- Kumar, V., Bhagath, S. & Jei, J.B. (2010) Historical interest of denture base materials. *SRM University J Dent Sci*, **1**, 103-105.
- Lehmann, K.M. (1984) Der Randschluss von Gusskronen - hergestellt im propädeutischen Unterricht. *Deutsche zahnärztliche Zeitschrift*, **39**, 750-752.
- Lynch, C.D., O'Sullivan, V.R. & McGillicuddy, C.T. (2006) Pierre Fauchard: the 'father of modern dentistry'. *British dental journal*, **201**, 779-781.
- MacFadden, B.J. & Higgins, P. (2004) Ancient ecology of 15-million-year-old browsing mammals within C3 plant communities from Panama. *Oecologia*, **140**, 169-182.
- Mansour, S. (2008) Die Ausbildung in der zahnärztlichen Prothetik an der Universitätsklinik Halle in den Jahren 195'48 - 1998 unter Berücksichtigung der wissenschaftlich-technischen Entwicklung. Univ. Med. Fak. Halle, Halle.

- Marxkors, R. (1980a) Cooperation between dental technician and dentist. *Protetyka stomatologiczna*, **30**, 289-291.
- Marxkors, R. (1980b) Marginal seal of cast crowns. *Deutsche zahnärztliche Zeitschrift*, **35**, 913-915.
- Marxkors, R. & Meiners, H. (1993) *Taschenbuch der zahnärztlichen Werkstoffkunde*. Hanser Verlag, München.
- Matsumura, H., Yoshida, K., Tanaka, T. & Atsuta, M. (1990) Adhesive bonding of titanium with a titanate coupler and 4-META/MMA-TBB opaque resin. *Journal of dental research*, **69**, 1614-1616.
- May, K.B.e.a. (1998) Precision of the fit: the Procera AllCeram crown. *The Journal of prosthetic dentistry*, **80**, 394-404.
- McLean, J.W. & von Fraunhofer, J.A. (1971) The estimation of cement film thickness by an in vivo technique. *British dental journal*, **131**, 107-111.
- Meindl, M. (1995) *Rapid Technologien innerhalb der Produktentwicklung*. Utz Verlag.
- Meiners, H., Herrmann, R. & Spitzbarth, S. (1990) Zur Verbundfestigkeit des Rocatec-Systems. *dental-labor*, **XXXVIII**, 185-188.
- Milberg, J. (2004) Konvent für Technikwissenschaften der Deutschen Akademie der Wissenschaften. Nachhaltiges Wachstum durch Spitzentechnologie. acatech.
- Mitchell, C.A., Abbarikia, M. & Orrb, J.F. (2000) The influence of luting cement on the probabilities of survival and modes of failure of cast full-coverage crowns. *Dental Materials* **16**, 198–206.
- Morice, R., Edler, F., Pearce, J., Machin, G., Fischer, J. & Filtz, J.R. (2008) High-temperature fixed-point facilities for improved thermocouple calibration-Euromet Project 857. *Int J Thermophys*, **29**, 231-240.
- Mörmann, W.H. & Brandestini, M. (1996) The fundamental inventive principles of CEREC CAD/CIM and other CAD/CAM methods. *Cad/Cim in Aesthetic Dentistry*, 81-110.
- Mörmann, W.H. & Brandestini, M. (2006) The fundamental inventive principles of CEREC CAD/CAM. *State of the Art of CAD/CAM Restorations*, 1-8.
- Müller, W.-D., Unger, A. & Schöpf, C. (1995) Vita Zeta HLC Bond für sicheren Metall-Kunststoff-Verbund. *dental-labor*, **XLIII**, 963-967.
- Munz, O.J. (1956) Photo-glyph recording
- Munz, O.J. (2010) Photo-glyph recording, US Patent 2,775,758, 1956. In F., B. (ed) *Rapid Manufacturing: Zukünftige Wertschöpfungsmodelle durch generative Fertigungsverfahren*. Diplomica Verlag, Hamburg, pp. 8.

- Musil, R. (1987) Klinische Bewährung des Silicoater-Verfahrens aus der Sicht dreijähriger Erfahrungen. *dental-labor*, **XXXV**, 1709-1715.
- Musil, R. (1988) Das Silicoater-Verfahren in klinischer Bewährung - Erkenntnisse und Schlußfolgerungen aus der Sicht dreijähriger Erfahrungen. *Zahnärztl Welt Ref*, **97**, 204-210.
- Nakamura, T.e.a. (2003) Marginal and internal fit of Cerec 2 CAD/CAM all-ceramic crowns. *The International journal of prosthodontics*, **16**, 244-248.
- Nakamura, T.e.a., Nonaka, M. & Maruyama, T. (2000) In vivo fitting accuracy of copy-milled alumina cores and all-ceramic crowns. *The International journal of prosthodontics*, **13**, 189-193.
- Oruc, S. & Tulunoglu, Y. (2000) Fit of titanium and a base metal alloy metal-ceramic crown. *The Journal of prosthetic dentistry*, **83**, 314-318.
- Pawlig, O. (2001) Grundlegende Untersuchungen zur Abbindereaktion von Zinkphosphatzement *Fachbereich Geowissenschaften*. Johannes Gutenberg-Universität, Mainz.
- Pedersen, F. (2006) Farblaser treten in Wettbewerb mit traditionellen Hochleistungs-Lasern. *LASER MAGAZIN*, **4**, 15-18.
- Pospiech, P., Tinschert, J. & Raigrodski, A. (2004) *Reine Vertrauenssache: Keramik-Vollkeramik - Ein Kompendium für die keramikgerechte Anwendung vollkeramischer Systeme in der Zahnmedizin*. 3M ESPE AG, Seefeld.
- Quante, K., Ludwig, K. & Kern, M. (2008) Marginal and internal fit of metal-ceramic crowns fabricated with a new LASER melting technology. *Dental materials: official publication of the Academy of Dental Materials*, **24**, 1311-1315.
- Rehberg, H.J. (1971) Exact marginal closure - what's that? *Deutsche zahnärztliche Zeitschrift*, **26**, 696-699.
- Reich, S.e.a. (2005) Clinical fit of all-ceramic three-unit fixed partial dentures, generated with three different CAD/CAM systems. *European journal of oral sciences*, **113**, 174-179.
- Ring, M.E. (1997) *Geschichte der Zahnmedizin*. Könenmann Verlagsgesellschaft mbH, Köln.
- Riquier, R. (2006) Frästechnik versus Lasersintern. *Quintessenz Zahntech*, **32**, 534-546.
- Saldanha, S., Shenoy, V.K., Eachampati, P. & Uppal, N. (2012) Dental implications of bisphosphonate-related osteonecrosis. *Gerodontology*, **29**, 177-187.

- Schlegel, A., Besimo, C. & Donath, K. (1991) The in-vitro study of the marginal fit accuracy of computer-milled titanium crowns. II. A histological-morphometric-marginal gap analysis. *Schweizer Monatsschrift für Zahnmedizin = Revue mensuelle suisse d'odonto-stomatologie = Rivista mensile svizzera di odontologia e stomatologia / SSO*, **101**, 1409-1414.
- Schwerzel, R. (1984) Three dimensional photochemical machining with LASERS. Application to LASERSs to Ind. *CHEM.SPIE.*, 90-97.
- Sorensen, J.A. (1990) A standardized method for determination of crown margin fidelity. *The Journal of prosthetic dentistry*, **64**, 18-24.
- Spath, D. (2004) Innovationsmotor wieder in Gang bringen. wt online, pp. 94.
- Spiekermann, H. (1986) The marginal fit of crowns and bridges. *Deutsche zahnärztliche Zeitschrift*, **41**, 1015-1019.
- Spielman, A.I. (2007) The birth of the most important 18th century dental text: Pierre Fauchard's *Le Chirurgien Dentiste*. *Journal of dental research*, **86**, 922-926.
- Sugden, K.C. (1983) Nicolas Dubois de Chemant and the disputed invention of mineral teeth. *British dental journal*, **155**, 202.
- Tanaka, T., Nagata, K., Takeyama, M., Atsuta, M., Nakabayashi, N. & Masuhara, E. (1981) 4-Meta Opaque Resin - a New Resin Strongly Adhesive to Nickel-Chromium Alloy. *Journal of dental research*, **60**, 1697-1706.
- Tiller, H.-J., Musil, R., Garschke, A., Magnus, B., Göbel, R. & Sachse, R. (1984) Eine neue Technologie zur Herstellung des Verbundes Kunststoff Metall in der Zahntechnik (II). *Zahnärztl Welt Ref*, **93**, 918-922.
- Tinschert, J. & Natt, G. (2007) *Oxidkeramiken und CAD/CAM-Technologien. Atlas für Klinik, Labortechnik und Werkstoffkunde*. Deutscher Zahnärzte Verlag Köln, Köln.
- Tinschert, J.e.a. (2001) Marginal fit of alumina-and zirconia-based fixed partial dentures produced by a CAD/CAM system. *Oper Dent*, **26**, 367-374.
- Turner, C.G., 2nd (1989) Teeth and prehistory in Asia. *Scientific American*, **260**, 88-91, 94-86.
- Ueda, T., Kremer, U., Katsoulis, J. & Mericske-Stern, R. (2011) Long-term results of mandibular implants supporting an overdenture: implant survival, failures, and crestal bone level changes. *The International journal of oral & maxillofacial implants*, **26**, 365-372.
- Uhlmann, E. (2003) Rapid Technologies Visionen, Innovationen, Realisierung, Mitteilungen aus dem Produktionstechnischen Zentrum (PTZ).

- Vail, N.K., Swain, L.D., Fox, W.C., Aufdemorte, T.B., Lee, G. & Barlow, J.W. (1999) Materials for biomedical applications. *Mater Design*, **20**, 123-132.
- Völlm, L. (1989) Rocatec - Ein neues Verbundsystem für die Kunststoffverblendtechnik. *dental-labor*, **XXXVII**, 527-535.
- Yeo, I.S., Yang, J.H. & Lee, J.B. (2003) In vitro marginal fit of three all-ceramic crown systems. *The Journal of prosthetic dentistry*, **90**, 459-464.
- Zäh, M.F. & Reinhardt, G. (2001) *Rapid Technologien, Realität, Zukunft*. Utz Verlag.
- Zhang, Y.e.a. (2008) Characterization and dynamic mechanical analysis of selective laser sintered hydroxyapatite-filled polymeric composites. *Journal of biomedical materials research. Part A*, **86**, 607-616.
- Zhang, Y.e.a. (2009) In vitro biocompatibility of hydroxyapatite-reinforced polymeric composites manufactured by selective laser sintering. *Journal of biomedical materials research. Part A*, **91**, 1018-1027.

10 Eidesstattliche Versicherung

„Ich, Uwe Stecher, versichere an Eides statt durch meine eigenhändige Unterschrift, dass ich die vorgelegte Dissertation mit dem Thema:

In-vitro-Bewertung von 4-gliedrigen Brücken, die mit Hilfe des Selektiven LASERSinterns hergestellt wurden

selbstständig und ohne nicht offengelegte Hilfe Dritter verfasst und keine anderen als die angegebenen Quellen und Hilfsmittel genutzt habe.

Alle Stellen, die wörtlich oder dem Sinne nach auf Publikationen oder Vorträgen anderer Autoren beruhen, sind als solche in korrekter Zitierung (siehe „Uniform Requirements for Manuscripts (URM)“ des ICMJE -www.icmje.org) kenntlich gemacht. Die Abschnitte zu Methodik (insbesondere praktische Arbeiten, Laborbestimmungen, statistische Aufarbeitung) und Resultaten (insbesondere Abbildungen, Graphiken und Tabellen) entsprechen den URM (s. o) und werden von mir verantwortet.

Meine Anteile an etwaigen Publikationen zu dieser Dissertation entsprechen denen, die in der untenstehenden gemeinsamen Erklärung mit dem Betreuer angegeben sind. Sämtliche Publikationen, die aus dieser Dissertation hervorgegangen sind und bei denen ich Autor bin, entsprechen den URM (s. o) und werden von mir verantwortet.

Die Bedeutung dieser eidesstattlichen Versicherung und die strafrechtlichen Folgen einer unwahren eidesstattlichen Versicherung (§156,161 des Strafgesetzbuches) sind mir bekannt und bewusst.“

Datum

Unterschrift

12 Abkürzungsverzeichnis

CAD	Computer Aided Design
CAM	Computer Aided Manufacturing
p	Signifikanz
r	Korrelationskoeffizient
SLS	Selektives LASERSintern auch als selektives LASERSchmelzen (Melting) bezeichnet
MG	Marginal Gap
ZS	Zementspalt
σ_b	Biegefestigkeit
RS	Randspalt (Deutsch für: Marginal Gap)
SLM	selektives LASERSchmelzen (Melting)
F	Kraft
b	Breite
h	Höhe
l	Auflagenweite
STL	Stereolithographie
T1	Typ 1 (Pulverdurchmesser < 50 μm)
T2	Typ2 (Pulverdurchmesser < 35 μm)
3D	drei Dimensional
IFM	Interference Microscope
REM	Rasterelektroenemikroskop
Co-Cr	Cobalt-Chrom-Legierung
Ti	Titan
LASER	Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation
PMMA	Polymethylmethacrylat
CNC	Computer Numeric Control
MPG	Medizinprodukte Gesetz

13 Danksagung

Berlin im Juli 2013

Diese Arbeit widme ich meiner Familie, die mich in all den Jahren vorbehaltlos unterstützt und bestärkt hat.

Mein außerordentlicher Dank gilt meinem Promotionsbetreuer, P.D. Dr. Wolf- Dieter Müller für die Überlassung des Promotionsthemas und die kompetente Betreuung. Dank auch den Mitarbeitern des Bereichs Zahnärztliche Werkstoffkunde und Biomaterialforschung der Charité - Universitätsmedizin Berlin für Ihre Unterstützung. Für die Unterstützung bei der Auswertung der Daten und der Erstellung der Statistiken gilt mein Dank Frau Dr. Kottmann (Hamm).

Uwe Stecher