



**University of
Zurich**^{UZH}

**Zurich Open Repository and
Archive**

University of Zurich
University Library
Strickhofstrasse 39
CH-8057 Zurich
www.zora.uzh.ch

Year: 2008

Festigkeit lasergesinterter Brückengerüste aus einer CoCr-Legierung

Fischer, J ; Stawarczyk, B ; Trottmann, A ; Hämmerle, C H F

Abstract: Das Metall-Lasersintern ist ein aufbauendes Verfahren, das sich zur Herstellung von Kronen- und Brückengerüsten eignet. In einer vergleichenden Untersuchung wird die Bruchlast von im Lasersinterverfahren hergestellten Brückengerüsten der maximalen Belastbarkeit von formidentischen gegossenen Gerüsten gegenübergestellt. Als Basis für die Herstellung und Prüfung der Gerüste diente ein Stahlmodell mit zwei geometrisch definierten Zahnstümpfen. Das Modell wurde gescannt und ein Brückengerüst konstruiert. Mittels Lasersintern wurden Brückengerüste aus der Legierung inCoris NP hergestellt. Für die Herstellung der gegossenen Proben wurden mittels 3d-Drucken identische Urmodelle aus ausbrennbarem Kunststoff gefertigt und in einer CoCr-Legierung gegossen. Metallographische Schliffe dienten der Darstellung der Gefüge. Je 15 Brückengerüste wurden auf dem Stahlmodell in einer Universalprüfmaschine mit einer Stahlkugel auf dem Zwischenglied belastet und die maximal erreichte Kraft registriert.

Posted at the Zurich Open Repository and Archive, University of Zurich

ZORA URL: <https://doi.org/10.5167/uzh-11601>

Journal Article

Accepted Version

Originally published at:

Fischer, J; Stawarczyk, B; Trottmann, A; Hämmerle, C H F (2008). Festigkeit lasergesinterter Brückengerüste aus einer CoCr-Legierung. *Quintessenz Zahntechnik*, 34(2):140-149.

Festigkeit Laser-gesinterter Brückengerüste aus einer CoCr-Legierung

Jens Fischer, PD Dr.med. dent. Dr. rer. nat.; Bogna Stawarczyk, Dipl.-Ing. (FH), Albert Trottmann, ZT, Christoph H. F. Hämmerle, Prof. Dr. med. dent.

Klinik für Kronen- und Brückenprothetik, Teilprothetik und zahnärztliche Materialkunde
Zentrum für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde der Universität Zürich
Plattenstrasse 11, CH-8032 Zürich

Kategorie: Science

Indizes

Lasersintern, Metall-Keramik, Festigkeit, NEM-Gerüste, inCoris NP

Zusammenfassung

Das Metall-Lasersintern ist ein aufbauendes Verfahren, das sich zur Herstellung von Kronen- und Brückengerüsten eignet. Im Lasersinterverfahren hergestellte Brückengerüste aus der CoCr-Legierung inCoris NP wurden formidentischen gegossenen Gerüsten aus der CoCr-Legierung Wirobond C gegenübergestellt. Metallographische Schliffe dienten der Darstellung der Gefüge. Die maximale Belastbarkeit wurde an je 15 Brückengerüsten bestimmt.

Die gegossenen Proben zeigten das typische kompakte dendritische Gefüge einer CoCr-Legierung, während die inCoris-Proben aufgrund des pulverförmigen Ausgangsmaterials eine wolkige Struktur aufwiesen. Im Zwischenglied konnte eine trabekuläre Struktur nachgewiesen werden, die von einer kompakten, dichten Hülle ummantelt war. Die maximale Belastbarkeit lag bei $4700.1 \pm 434.7\text{N}$ für die inCoris NP-Gerüste und bei $4849.9 \pm 1150.8\text{N}$ für die gegossenen Gerüste. Diese Differenz war statistisch nicht signifikant ($p < 0.05$).

Laser-gesinterte inCoris NP-Brückengerüste zeigen die gleiche Festigkeit wie gegossene CoCr-Gerüste.

Summary

Direct metal laser sintering offers the possibility to produce crown and bridge frameworks by additive manufacturing. Base metal alloys are most appropriate for this technology. In the present investigation the fracture load of frameworks produced by laser sintering (infiniDent) was compared to the fracture load of frameworks cast in a CoCr alloy (Wirobond C). Cross sections of samples were produced to illustrate the microstructure. The maximum load was registered with 15 samples in each group.

The cast frameworks showed a dendritic microstructure typical for CoCr alloys. The sintered samples in contrast showed a more cloudy structure related to the powdery raw material. The pontics of the sintered frameworks revealed a porous core, enclosed in a densely sintered mantle. The maximum forces reached $4700.1 \pm 434.7\text{N}$ for the inCoris NP frameworks and $4849.9 \pm 1150.8\text{N}$ for the cast samples. The statistical analysis did not reveal any significant difference between both values ($p < 0.05$).

The strength of laser sintered inCoris NP frameworks is comparable to that of cast CoCr frameworks.

Einleitung

Metall-keramische Versorgungungen werden seit fast 50 Jahren in der Zahnmedizin erfolgreich eingesetzt. Sie gelten heute als ein zuverlässiges System, das sich nicht nur unter den idealen Bedingungen einer klinischen Studie sondern auch unter Praxisbedingungen bewährt hat¹. Während in den Anfängen hochgoldhaltige Legierungen für die Gerüste verwendet wurden, setzten sich aus Kostengründen in Deutschland in den 80er Jahren zunehmend goldreduzierte Legierungen durch. Weiterer Kostendruck führte schließlich zum Einsatz von Palladium-Basis-Legierungen. Insbesondere die Palladium-Kupfer-Legierungen wurden propagiert, zeigten aber aufgrund erhöhter Korrosionsraten klinische Probleme und wurden später wieder zurückgedrängt²⁻⁴. Heute lässt sich aufgrund wirtschaftlicher Überlegungen ein klarer Trend hin zu Kobalt-Basis-Legierungen erkennen. Diese Legierungen sind prinzipiell aus der Modellgusstechnik bekannt und wurden für den Einsatz als aufbrennfähige Legierungen modifiziert. Obwohl ausschließlich aus Nichtedelmetallen bestehend, zeichnen sich Kobalt-Basis-Legierungen bei geeigneter Zusammensetzung durch eine hohe Korrosionsresistenz aus^{5,6}. Die Korrosionsfestigkeit lässt sich mit der ausgeprägten Neigung von Chrom (Cr) und Kobalt (Co) zur Reaktion mit Sauerstoff erklären. Ähnlich wie beim Titan bildet sich eine stabile Oxidschicht, die die metallische Oberfläche als Schutzschicht gegen den Angriff durch wässrige Lösungen abschirmt.

Die Verarbeitung aufbrennfähiger CoCr-Legierungen erfolgt traditionell in der Gießtechnologie, ist aber heute auch auf CAD/CAM-Systemen möglich. Aus einem massiven Rohling werden dabei die entsprechenden Formen gefräst. Die Vorteile der maschinellen Fertigung liegen auf der Hand. Der Rohling wird unter kontrollierten Bedingungen hergestellt und das Gefüge weist deshalb eine konstante und reproduzierbare Struktur auf. Die maschinelle Fertigung kann im 24-Stunden-Betrieb unter gleich bleibenden Bedingungen durchgeführt werden. Die Herstellungs-Parameter werden gespeichert, womit die Vorgaben des Medizinproduktgesetzes, Rückverfolgbarkeit und Dokumentation, zumindest für die Herstellung des Gerüsts leicht einzuhalten sind.

Die spanabhebende Fertigung aus einem Rohling hat aber auch Nachteile: der größte Anteil des Rohlings landet im Abfall, nur ein Bruchteil des Materials wird effektiv für die Herstellung des Gerüsts verwendet. Alternativ und Rohmaterial sparend lassen sich mit dem so genannten Lasersintern Gerüste herstellen⁷. Feines Pulver aus der gewünschten Legierung (**Abb. 1**) wird mittels eines Lasers je nach Menge der eingebrachten Energie pro Fläche lokal geschmolzen bzw. gesintert. Die Geometrie der herzustellenden Restauration wird zunächst rechnerisch in Belichtungsbahnen für den Laser zerlegt. Der Laser ist so programmiert, dass er nur dort aktiviert wird, wo das Gerüst entstehen soll. Die Legierungspartikel werden durch die Laserenergie geschmolzen bzw. versintert. Das Werkstück wird Schicht um Schicht aufgebaut, indem die Arbeitsplatte nach jedem Durchgang um 20 µm abgesenkt und eine neue Pulverschicht in der gleichen Dimension aufgetragen wird. So entsteht in einem aufbauenden Verfahren Schicht um Schicht die Rekonstruktion. Es handelt sich also vom Prozess her um ein Rapid Prototyping Verfahren. Da die einzelnen Schichten eine Dicke von etwa 20 µm haben, müssen die Metall-Partikel im Durchmesser deutlich kleiner als 20 µm sein. Wirtschaftliche Betrachtungen zeigen, dass mit dem Lasersinter-Verfahren je nach Auslastung bis zu 10x günstiger produziert werden kann als bei der spanabhebenden Fertigung mit Fräsmaschinen⁸.

Randspaltuntersuchungen bestätigen, dass mit dem Lasersinter-Verfahren eine Präzision erzielt werden kann, die im Bereich der klinisch geforderten Größenordnung von 25µm liegt. Die Bruchlast lasergesinteter und keramisch verblendeter Kronengerüste war vergleichbar mit gegossenen und verblendeten Gerüsten gleicher Dimensionierung⁹.

Problemstellung

Die über Normversuche ermittelten mechanischen Werte der lasergesinterten Materialien zeigen eine ausreichende Festigkeit⁷. Neben der Ermittlung der Werkstoff-Kenndaten ist es aber notwendig, auch realitätsnahe Konstruktionen zu prüfen, das heißt so genannte Bauteilprüfungen durchzuführen. Das Ziel der vorliegenden Untersuchung ist die Darstellung des Gefüges und die Ermittlung der maximalen Biegelast von mittels Lasersintern aus einer CoCr-Legierung hergestellten Brückengerüsten im Vergleich mit gegossenen Konstruktionen gleicher Dimension.

Methodik

Aus der pulverförmigen Mehrkomponenten-Legierung InCoris NP (Sirona, Bensheim, Deutschland) (**Abb.1**) wurden in der zentralen Fertigung von infiniDent (Sirona) 18 lasergesinterte Brückengerüste unter realen Produktionsbedingungen hergestellt. Sirona verwendet in der zentralen Restaurationsfertigung infiniDent eine Lasersinteranlage vom Typ EOSINT M270 (EOS GmbH, Krailling, Deutschland). Die Maschine ist mit einem 200 W Yb-Faserlaser ausgerüstet. Die Belichtung des Metallpulvers mittels Laser erfolgt unter Stickstoffatmosphäre (Sauerstoffanteil < 1,5%).

Die Streckenenergie als Quotient aus Laserleistung pro Bahnabstand und Verfahrgeschwindigkeit beschreibt beim Lasersintern als technische Bezugsgröße die Menge der eingebrachten thermischen Energie durch den Laserstrahl pro belichtete Fläche. Das Lasersintern ermöglicht die Kombination von verschiedenen Bauteileigenschaften innerhalb einer Bauteilschicht bzw. im gesamten Bauteil. Möglich wird dies durch eine Einteilung in Bereiche je Schicht, die individuell belichtet werden können. Je nach dem Wert der eingestellten Streckenenergie entscheidet sich, ob die Pulverpartikel vollständig aufgeschmolzen werden, ausschließlich gesintert werden oder sich in einer Mischform aus Schmelzen und Sintern stoffschlüssig miteinander verbinden.

Im hier verwendeten Verfahren werden bei der Herstellung dentaler Restaurationen im Wesentlichen zwei auf unterschiedliche Art und Weise belichtete Bereiche kombiniert. Dieses Vorgehen dient vor allem bei der Herstellung von Brückengerüsten der Minimierung von thermischen Spannungen. Thermische Spannungen beim Lasersintern führen ohne geeignete Gegenmassnahmen zum Verzug der Restaurationen. Ab einer Bauteildicke von 1,1 mm wird im Inneren der Restaurationen eine Struktur erzeugt, die mit ca. 40% weniger Streckenenergie belichtet wird als das umgebene Material. Das verringerte Niveau der eingebrachten thermischen Energie wirkt sich zwar positiv auf die Verminderung thermischer Spannungen aus, allerdings verringern sich auch die Dichte und damit die mechanische Festigkeit der erzeugten Struktur.

Um Vergleichsdaten zu ermitteln, wurden 18 formidentische Brückengerüste mittels Wachsausschmelzverfahren in der CoCr-Legierung Wirobond C (Bego, Bremen, Deutschland) gegossen. Die Zusammensetzungen der beiden Legierungen sind in Tabelle 1 angegeben, die technischen Daten in Tabelle 2 zusammengefasst. InCoris NP unterscheidet sich von Wirobond C vor allem durch den Zusatz von Mn.

Für die Herstellung der Gerüste wurde ein Stahlmodell mit präparierten Stümpfen eines 5ers und eines 7ers verwendet (**Abb. 2**). Die Stümpfe dieses Modells sind rotationssymmetrisch und weisen auf Höhe der Schulter einen Durchmesser von 7 mm (5er) bzw. 8 mm (7er) auf. Die Schulter hat eine Breite von 1mm. Der Konuswinkel beträgt 6°, die Höhe der Stümpfe 5mm. Die Stümpfe sind mit ihren Wurzeln in einem Aluminiumblock gelagert, so dass die Rotationsachsen der beiden Stümpfe einen Abstand von 16,5 mm aufweisen. Die Lagerung im Block erfolgt mit einer Gummimanschette, um die Eigenbeweglichkeit natürlicher Zähne im Parodont zu simulieren¹⁰.

Zur Herstellung der Gerüste mittels Lasersintern wurde das Stahlmodell eingescannt (inEos, Sirona). Auf diesem Scan wurde ein Brückengerüst konstruiert (Cerec inLab Software Version 2.8, Sirona) (**Abb. 3**). Der Querschnitt der Verbinder ist oval und hat eine Querschnittsfläche von 9 mm^2 . **Abb. 4** zeigt ein im Lasersinter-Verfahren hergestelltes Gerüst.

Für die Herstellung der gegossenen Proben sind mittels 3d-Drucken (InVison HR, 3D Systems, Darmstadt, Deutschland) 18 identische Urmole aus ausbrennbarem Kunststoff gefertigt und in einer CoCr-Legierung gegossen (Wirobond C, BEGO) worden. Der verwendete Kunststoff Visijet M100 (3D Systems) verbrennt bei ca. 600°C vollständig.

Der Gießprozess erfolgte im Balkenguss über die nachfolgend beschriebenen Prozessschritte und -bedingungen. Für die Anstiftung der Kunststoffmodelle wurden Gusskanäle mit einem Durchmesser von 2 mm verwendet. Das Einbetten erfolgte mittels muffelringlosem Einbetten (Rapid-Ringless-System, BEGO) unter Verwendung einer phosphatgebundenen Einbettmasse (Bellavest SH, Begosol HE, BEGO). Das Mischungsverhältnis wurde wie folgt eingestellt: 160 g Bellavest SH / 32ml Begosol HE / 8 ml dest. Wasser. Die Einbettmasse wurde unter Vakuum 1 min gemischt. Die Gussmuffel wurde nach 30 min in einen auf 900°C vorgeheizten Ofen (Bifatherm, BIFA, Ramat Gan, Israel) eingesetzt und auf 950°C geheizt. Die Endtemperatur wurde 45 min gehalten und der Tiegel gleichzeitig mit vorgewärmt. Zum Guss wurde der Tiegel in die Schleuder (Fornax 35, BEGO) eingesetzt und das Metall geschmolzen. Sobald die Kanten der Legierungsstückchen anfangen sich abzurunden, wurde die Muffel eingesetzt und der Guss ausgelöst. Nach dem Schleuderprozess wurde die Muffel bei Raumtemperatur abkühlen lassen. Das Ausbetten erfolgte wie in der zahntechnischen Praxis üblich, die Gussobjekte wurden mit $110 \mu\text{m}$ Edelkorund (weiß) abgestrahlt. Das Abtrennen der Gusskanäle und das Glätten der Trennstelle erfolgte mit kreuzverzahnten Hartmetallfräsern.

Jeweils drei Gerüste aus jeder Gruppe wurden in Kunststoff eingebettet (SpeciFix, Struers, Dänemark), parallel zu den Pfeilerachsen geschnitten (Accutom 50, Struers), die Schnittflächen geschliffen und bis zu einer Körnung von $3 \mu\text{m}$ poliert (Abramin, Struers). Die Oberflächen wurden zunächst im polierten, dann im geätzten Zustand lichtmikroskopisch begutachtet und das Gefüge dokumentiert (Polyvar Met Reichert-Jung, Leica Microsystems, Wetzlar, Deutschland).

Anschließend erfolgte die Prüfung der maximalen Biegelast an den jeweils verbliebenen 15 Brücken, indem das Stumpfmodell mit der aufgesetzten Brücke in der Universalprüfmaschine (Z010, Zwick, Ulm, Deutschland) positioniert, eine Stahlkugel mit einem Durchmesser von 12.5mm auf das Zwischenglied gelegt und diese Stahlkugel dann mit einer Vorschubgeschwindigkeit von 1mm/min bis zum Bruch der Brücke oder bis zum Kraftabfall belastet wurde (**Abb. 5**). Zwischen Stahlkugel und Brückengerüst wurde zur besseren Verteilung der Kräfte eine Teflonmembran gelegt. Die maximal erreichte Kraft wurde registriert.

Die Ergebnisse wurden mittels t-Test (SPSS 12 für Windows 12.0, SPSS Inc., Chicago, USA) auf statistisch signifikante Unterschiede geprüft ($p < 0.05$).

Ergebnisse

Die lichtmikroskopische Auswertung ergab deutliche Unterschiede im Gefüge zwischen beiden Gerüsttypen. Gegossene Proben erscheinen im Auflichtmikroskop dicht und kompakt, und - abgesehen von einigen Gusslunkern - ohne eine erkennbare Strukturierung, (**Abb. 6**). Die inCoris NP Proben dagegen zeigen im Zwischenglied, also im Bereich des größten Volumens, einen Dichteunterschied zwischen Randzone und Kern der Probe (**Abb. 7**). Im Innern des Zwischengliedes erscheint das Gefüge aufgelockert mit feinen Trabekeln, die senkrecht zur Okklusionsebene angeordnet sind. Im Randbereich ist eine kompakte Schicht erkennbar, in der das Material dicht gesintert ist. Diese kompakte Schicht, die den Körper wie eine Hülle umgibt, hat stets eine Dicke von mindestens $550\mu\text{m}$ (**Abb. 8**). Im geätzten Schliff ist an den gegossenen Proben das typische dendritische Gussgefüge zu erkennen, wie es von CoCr-Legierungen bekannt ist (**Abb. 9**). Im Vergleich dazu sind im Gefüge der gesinterten Probe deutlich die Schmelzspuren erkennbar, woraus die beobachtbare wolkige Struktur resultiert (**Abb. 10**).

Die maximal erreichten Kräfte bei den beiden Gerüsttypen lagen im Mittel bei $4700.1 \pm 434.7\text{N}$ für die im Lasersinter-Verfahren hergestellten Prüfkörper und bei $4849.9 \pm 1150.8\text{N}$ für die konventionell gegossenen Brücken. Die Unterschiede waren statistisch nicht signifikant. Die gegossenen Gerüste haben sich während der Belastung überwiegend verbogen, nur 2 Gerüste sind an einem Verbinder gebrochen. Die lasergesinterten Proben sind alle an einem Verbinder gebrochen (**Abb. 11**). In der Boxplot-Darstellung (**Abb. 12**) sind die Medianwerte und die Verteilung der Messwerte dargestellt. Die Medianwerte waren mit 4737.5N für inCoris NP und 4751.5N für Wirobond C sehr ähnlich. In der Gruppe der lasergesinterten Gerüste fanden sich zwei Ausreißer im unteren Festigkeitsbereich (kleine Kreise in der Darstellung), die aber immer noch in einem Festigkeitsbereich liegen, der von Prüfkörpern in der Gruppe der gegossenen Gerüste deutlich unterschritten wurde. Auffällig ist die erheblich geringere Streuung der Messwerte bei den inCoris NP Prüfkörpern.

Diskussion

Das Gefüge der gegossenen Brückengerüste zeigt das erwartete Bild eines typischen Gussgefüges mit dendritischer Struktur und kleineren Porositäten. Im Gegensatz dazu weicht die Struktur der im Lasersinter-Verfahren hergestellten Gerüste völlig von diesem Bild ab. Deutlich können die einzelnen Partikel erkannt werden, die durch das Schmelzen miteinander verbacken wurden. Zwischen den Teilchen finden sich im Innern des Gerüsts größere Hohlräume, das heißt das Gerüst ist nicht dicht gesintert. Im Oberflächenbereich jedoch weist das Material eine kompakte Hülle auf. Durch die poröse Innenstruktur können die thermischen Spannungen, die unweigerlich beim Lasersintern entstehen, reduziert werden. Der poröse Kern wird durch die kompakte Hülle versiegelt und steht nicht im Kontakt mit dem Speichel, womit dem Risiko einer Lochfraßkorrosion entgegengewirkt wird und so ein guter Korrosionsschutz gewährleistet ist.

Aufgrund theoretischer Überlegungen ist bereits auszuschließen, dass die Biegefestigkeit der Gesamtkonstruktion durch die aufgelockerte innere Struktur der Laser-gesinterten Gerüste entscheidend beeinträchtigt wird. In einem vereinfachten Gedankenmodell kann die Festigkeitsabnahme gegenüber einem Vollkörper durch Gegenüberstellung der Flächenträgheitsmomente abgeschätzt werden. Kritisch in Bezug auf die Bruchlast ist nur der kleinste Querschnitt der Rekonstruktion, also der Bereich des Verbinders. Hier zeigt sich in den Schlißbildern, dass die dicht gesinterte Zone mehr als die Hälfte des Durchmessers ausmacht. Betrachten wir den Querschnitt im Verbinder als ein Rohr, dessen Wandstärke 50% des Radius beträgt, so beträgt das Flächenträgheitsmoment immerhin noch ca. 94% des Flächenträgheitsmomentes eines Vollstabes mit gleichem Außendurchmesser. Diese leichte Reduktion der Biegefestigkeit durch den porösen Kern kann bei den hohen Bruchlasten, die in der vorliegenden Untersuchung gemessen wurden, vernachlässigt werden. Das gleiche Material sparende Bauprinzip findet sich auch in der Natur: Im Röhrenknochen beispielsweise wird das weiche, schwammartige Knochenmark mit wenigen Knochenbälkchen (Spongiosa) von einer die Stabilität sichernden dichten Außenhülle (Kompakta) umgeben.

Die Kaukräfte im Molarenbereich werden mit durchschnittlich 400N angegeben¹¹, wobei auch belastungen bis in den Bereich von 1000N gemessen wurden¹². Die gemessenen maximalen Kräfte beim Biegeversuch lagen gegenüber den durchschnittlichen Kaukräften im Mittel um das 12-fache höher, gegenüber den maximalen Kaukräften immer noch um den Faktor 4.5. Damit ist für die im Lasersinter-Verfahren hergestellten Gerüste eine ausreichende Sicherheit in Bezug auf den klinischen Einsatz gegeben, selbst wenn in der vorliegenden Untersuchung nur die statische Belastung angewandt wurde und erfahrungsgemäß bei der dynamischen Belastung eine Festigkeitsreduktion um 50% einkalkuliert werden muss.

Die deutlich geringere Streuung der Messwerte bei den lasergesinterten Gerüsten kann auf die standardisierte Produktion und damit gleich bleibende Qualität der Teile zurückgeführt werden. Das Resultat veranschaulicht die Vorteile einer industriellen gegenüber einer manuellen Fertigung

Die Dicke der kompakten Außenschicht ist ausreichend, um kleinere Schleifkorrekturen durchführen zu können, ohne den porösen Kern anzuschleifen. Allerdings sollte im Bereich der Verbinders, insbesondere an deren Basis, auf Schleifkorrekturen möglichst verzichtet werden, da hier die schwächste Stelle in der Konstruktion liegt und alle lasergesinterten Prüfkörper am Verbinder brachen.

Schlussfolgerungen

Die Festigkeit von Laser-gesinterten inCoris NP Gerüsten erreicht bei formidentischer Dimensionierung die Festigkeit von gegossenen CoCr-Gerüsten und liegt weit über den klinisch notwendigen Werten.

Danksagung

Die Autoren danken Herrn Dr. D. Wolf, Station für Computer-Restaurationen (Prof. Dr. W. Mörmann) der Abteilung Präventivzahnmedizin, Parodontologie und Kariologie, Zentrum für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde der Universität Zürich für das Einscannen des Versuchsmodells und die Konstruktion des Brückengerüsts.

Die Autoren danken der Firma Sirona Dental Systems GmbH, Bensheim, Deutschland für die Bereitstellung der Prüfkörper.

Die Autoren danken der Stiftung zur Förderung der Computerzahnmedizin in Zürich für die Unterstützung der Untersuchung.

Literatur

1. *Reitemeier B., Hänsel K., Kastner Chr. Walter M.H.:* Metal-ceramic failure in noble metal crowns: 7-year results of a prospective clinical trial in private practices. *Int J Prosthodont* 19, 397-399 (2006).
2. *Augthun M.:* Klinische Nachuntersuchungen zu palladium- und hochgoldhaltigem Zahnersatz. *Dtsch Zahnärztl Z* 51, 402-405 (1996).
3. *Augthun M., Lichtenstein M., Kammerer G.:* Untersuchungen zur allergenen Potenz von Palladium-Legierungen. *Dtsch Zahnärztl Z* 45, 480-482 (1990).
4. *Kappert H.F.:* pro und Kontra Palladium – das spezielle Problem der PdCu-Legierungen. *Phillip J* 10, 411-413 (1993).
5. *Geis-Gerstorfer J., Sauer K.H., Passler K.:* Ion release from Ni-Cr-Mo and Co-Cr-Mo casting alloys. *Int J Prosthodont.* 4:152-158 (1991).
6. *Pfeiffer H., Schwickerath H.:* Vergleich der Löslichkeit von NEM- und Palladiumlegierungen. *Dtsch Zahnärztl Z* 50: 136-140 (1995).
7. *Strietzel, R.:* Herstellung von metallischen Gerüsten mit Hilfe des BEGO Manufacturing Verfahrens. *Quintessenz Zahntech* 30, 406 (2004) 4
8. *Riquier R.* Frästechnik versus Lasersintern. *Quintessenz Zahntech* 32 (2006) 534-546.
9. *Rudolph M., Setz J.:* Ein CAD/CAM-System mit aufbauender Lasertechnologie. *Quintessenz Zahntech* 33 (2007) 582-587.
10. *Filser F., Kocher P., Weibel F., Lüthy H., Schärer P., Gauckler L.J.:* Zuverlässigkeit und Festigkeit vollkeramischen Zahnersatzes hergestellt im DCM-Verfahren. *Int J Computer Dent* 4: 89-106 (2001).
11. *Helkimo E., Carlson G.E., Helkimo M.:* Bite force and state dentition. *Acta Odont Scand* 35: 297-303 (1976).
12. *Esquivel-Upshaw J.F., Anusavice K.J., Young H., Jones J., Gibbs C.:* Clinical performance of a lithia disilicate-based core ceramic for three-unit posterior FPDs. *Int J Prosthodont.* 2004;17:469-75.

Abbildungslegenden

Abb. 1: Mehrkomponenten-CoCrMoW-Legierung in gasverdünster Pulverform

Abb. 2: Zeichnung des Stumpfmodells.

Abb. 3: Konstruktion des Gerüsts:

a: Stumpfmodell

b: Gerüst auf Stumpfmodell

c: Gerüst vom Stumpfmodell entfernt

Abb. 4: Laser-gesintertes Gerüst.

Abb. 5: inCoris NP Brücke in der Prüfapparatur.

Abb. 6: Querschliff durch das Zwischenglied eines gegossenen Gerüsts. Einige Porositäten (hell) durchsetzen die kompakte Masse des Zwischengliedes.

Abb. 7: Querschliff durch das Zwischenglied eines InCoris NP Gerüsts. Deutlich erkennbar sind die dicht gesinterte Außenhülle und die trabekuläre Struktur im Kern des Zwischengliedes.

Abb. 8: Querschliff durch ein inCoris NP Gerüst. Struktur im Bereich des Verbinders (Detail aus Abb. 7).

Abb. 9: Dendritisches Gefüge einer gegossenen Probe.

Abb. 10: Gefüge einer inCoris NP Probe. Deutlich sichtbar sind die Schmelzspuren der einzelnen Partikel. Im oberen und linken Randbereich ist das Material dicht gesintert, im übrigen Anteil zeigt das Gefüge die in der Abb. 8 gut erkennbare trabekuläre Struktur.

Abb. 11: inCoris NP Gerüst nach der Messung, Fraktur im distalen Verbinder (Pfeil).

Abb. 12: Boxplot der Bruchlasten.

Tabellen

Tab. 1: Zusammensetzung der verwendeten Legierungen in Masse-% gemäß Herstellerangaben (+ = genauer Anteil nicht deklariert).

	Co	Cr	Mo	W	Si	Mn	Fe	Ce	C
InCoris NP	61.0	26.0	6.0	6.0	+	+	+	+	+
Wirobond C	61.0	26.0	6.0	5.0	+		+	+	+

Tab. 2: Eigenschaften der verwendeten Legierungen gemäß Herstellerangaben.

	inCoris NP	Wirobond C
Dichte (g/cm ³)	8.6	8.5
Schmelzintervall (°C)	1420 - 1450	1370 - 1420
Wärmeausdehnungskoeffizient 25-500°C (µm/m·K)	14.2	14.0
Elastizitätsmodul (GPa)	160	210
Dehngrenze (MPa)	1300	480
Zugfestigkeit (MPa)	1450	680
Bruchdehnung A ₅ (%)	4	6
Härte HV10	360	310

Abbildungen

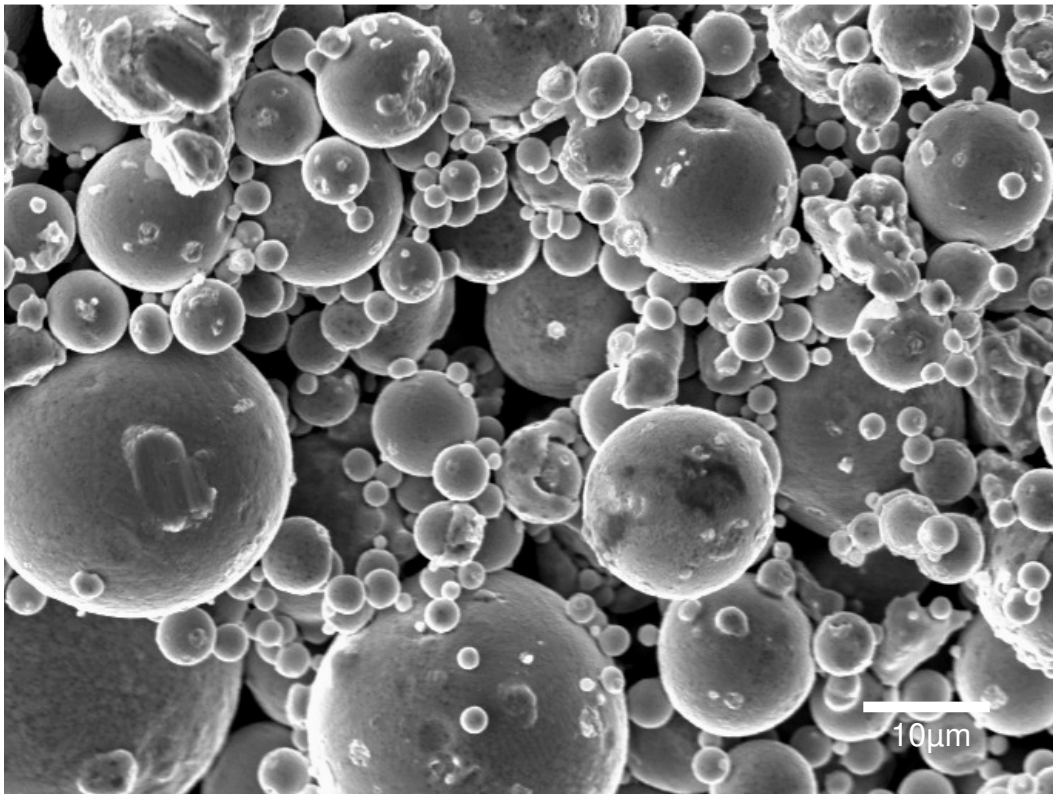


Abb. 1: Mehrkomponenten-CoCrMoW-Legierung in gasverdünster Pulverform

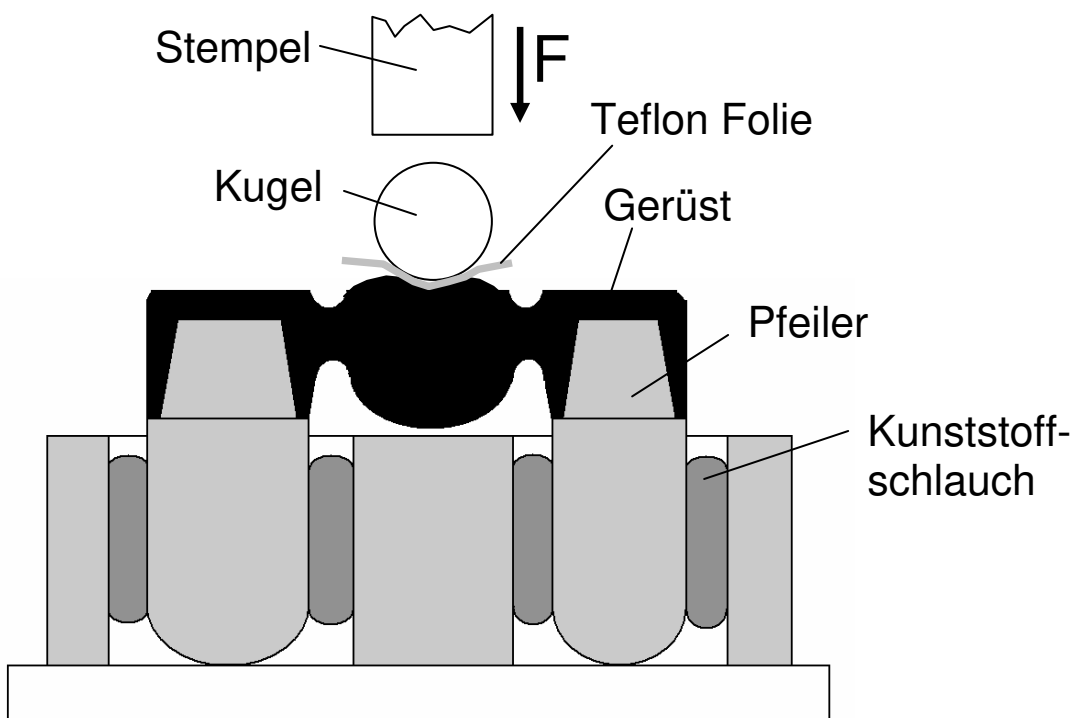
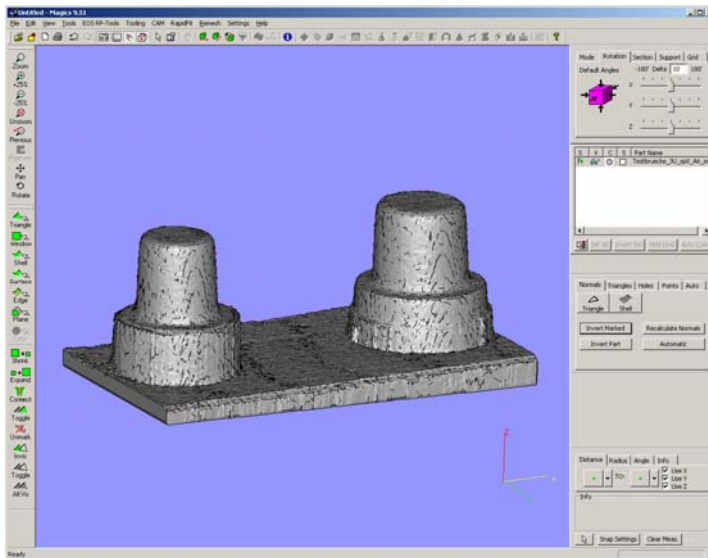
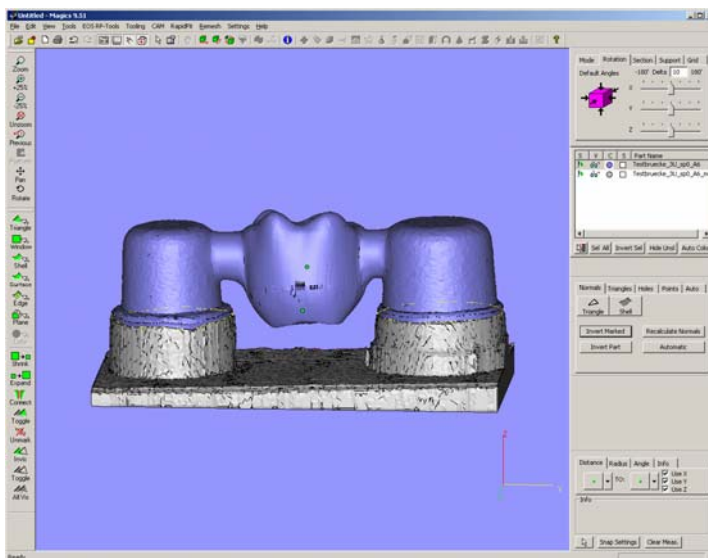


Abb. 2: Zeichnung des Stumpfmodells.

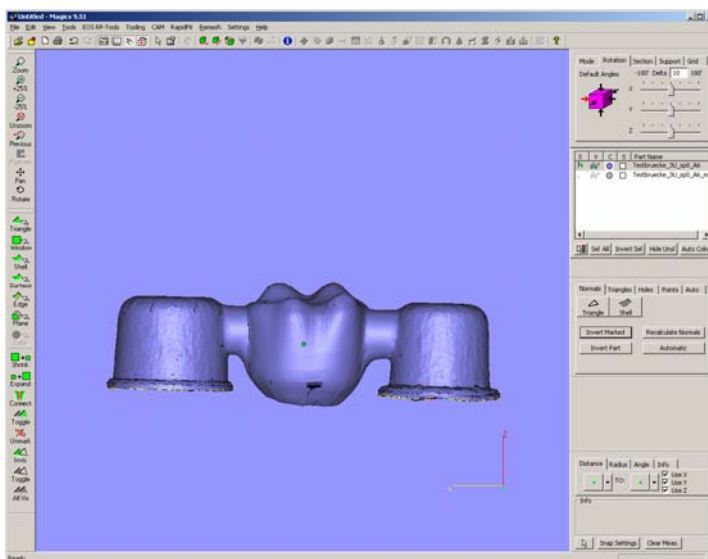
Abb. 3: Konstruktion des Gerüsts:



a: Stumpfmodell



b: Gerüst auf Stumpfmodell



c: Gerüst vom Stumpfmodell entfernt



Abb. 4: Laser-gesintertes Gerüst.

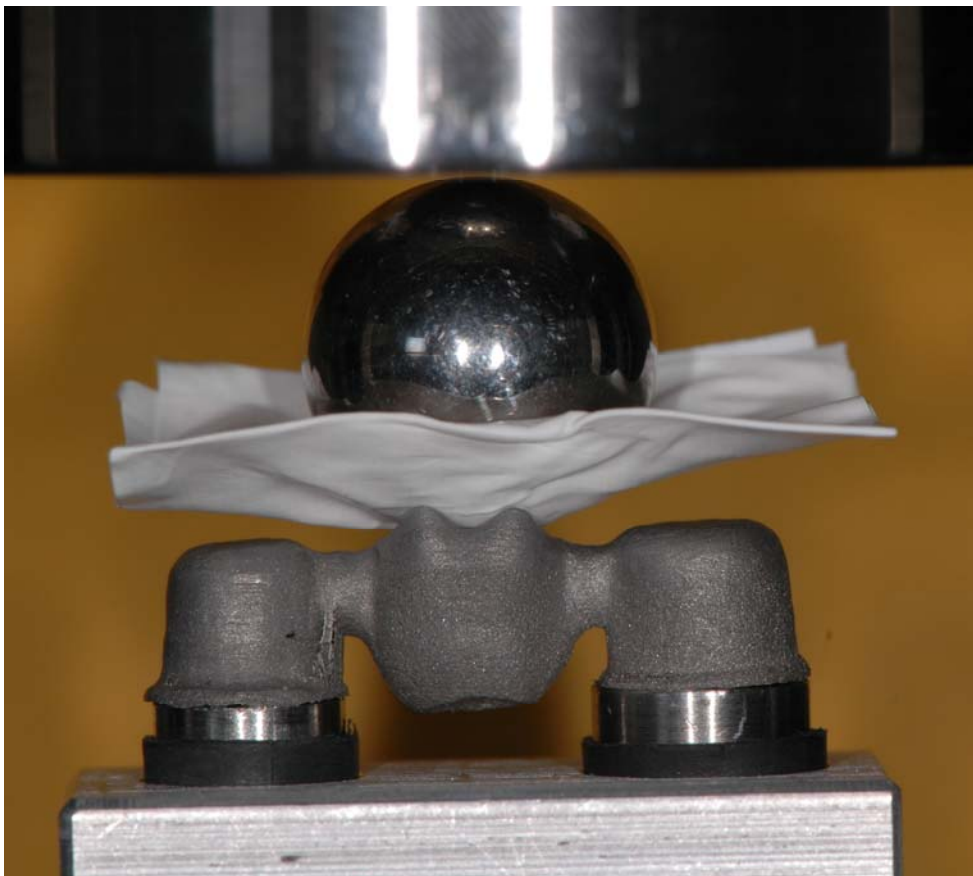


Abb. 5: inCoris NP Brücke in der Prüfapparatur.



Abb. 6: Querschliff durch das Zwischenglied eines gegossenen Gerüstes. Einige Porositäten (hell) durchsetzen die kompakte Masse des Zwischengliedes.



Abb. 7: Querschliff durch das Zwischenglied eines InCoris NP Gerüstes. Deutlich erkennbar sind die dicht gesinterte Außenhülle und die trabekuläre Struktur im Kern des Zwischengliedes.

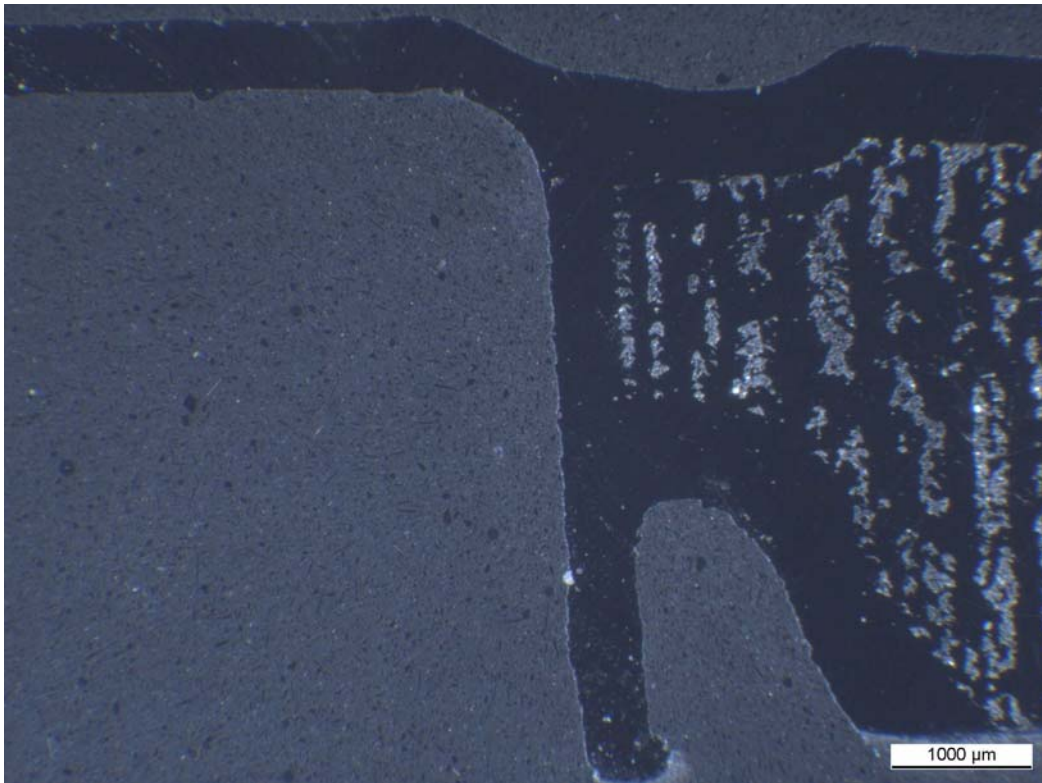


Abb. 8: Querschliff durch ein inCoris NP Gerüst. Struktur im Bereich des Verbinders (Detail aus Abb. 7).

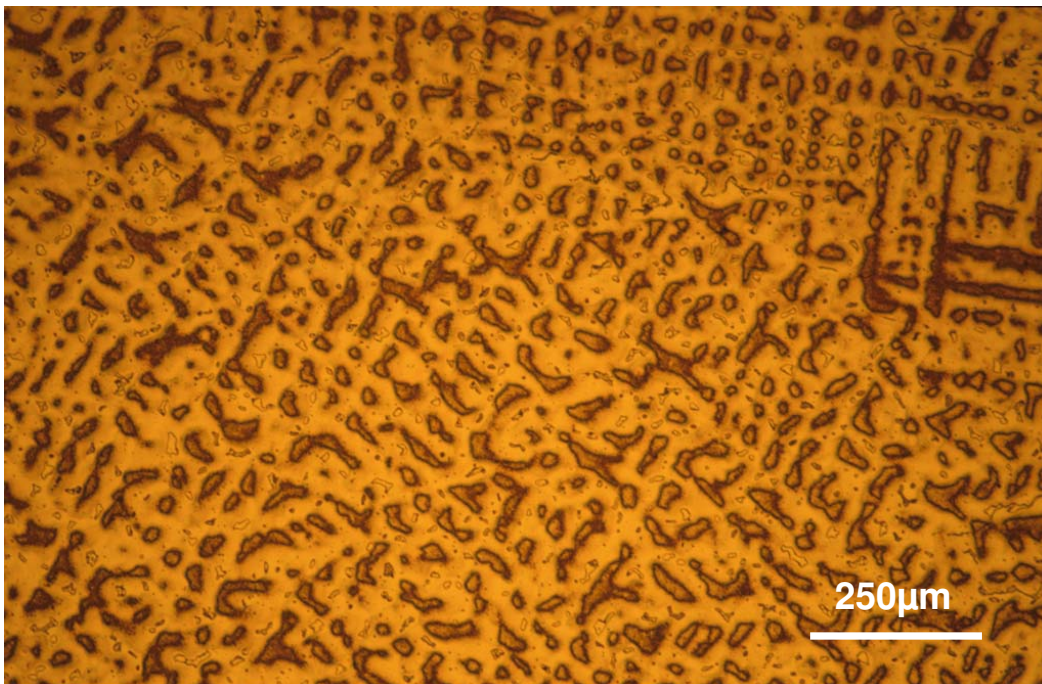


Abb. 9: Dendritisches Gefüge einer gegossenen Probe.

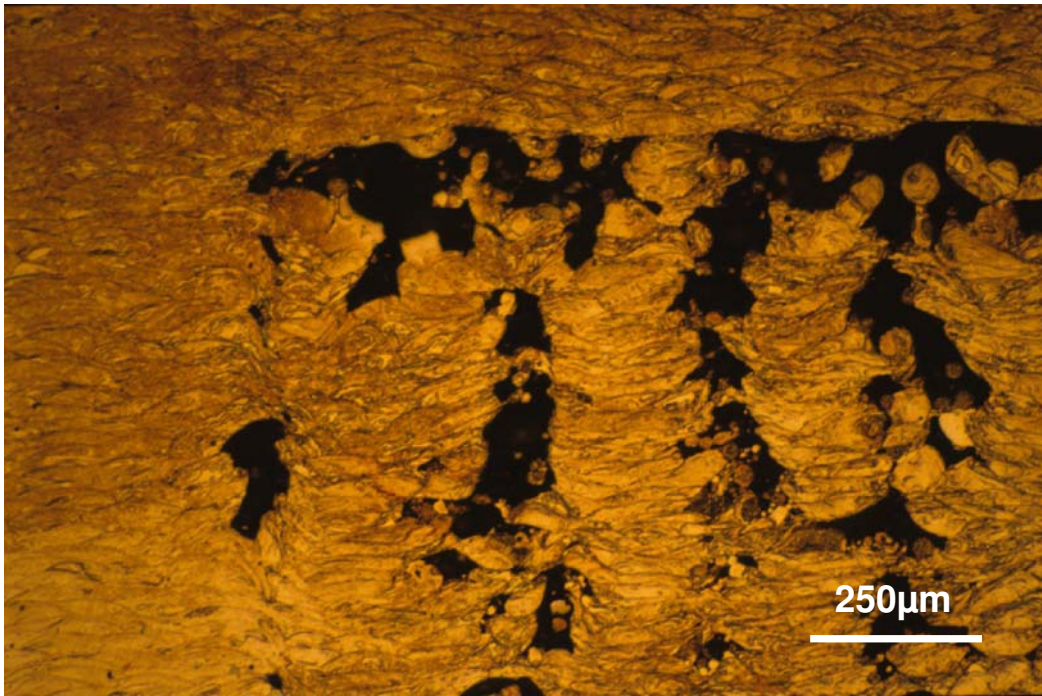


Abb. 10: Gefüge einer inCoris NP Probe. Deutlich sichtbar sind die Schmelzspuren der einzelnen Partikel. Im oberen und linken Randbereich ist das Material dicht gesintert, im übrigen Anteil zeigt das Gefüge die in der Abb. 8 gut erkennbare trabekuläre Struktur.



Abb. 11: inCoris NP Gerüst nach der Messung, Fraktur im distalen Verbinder (Pfeil).

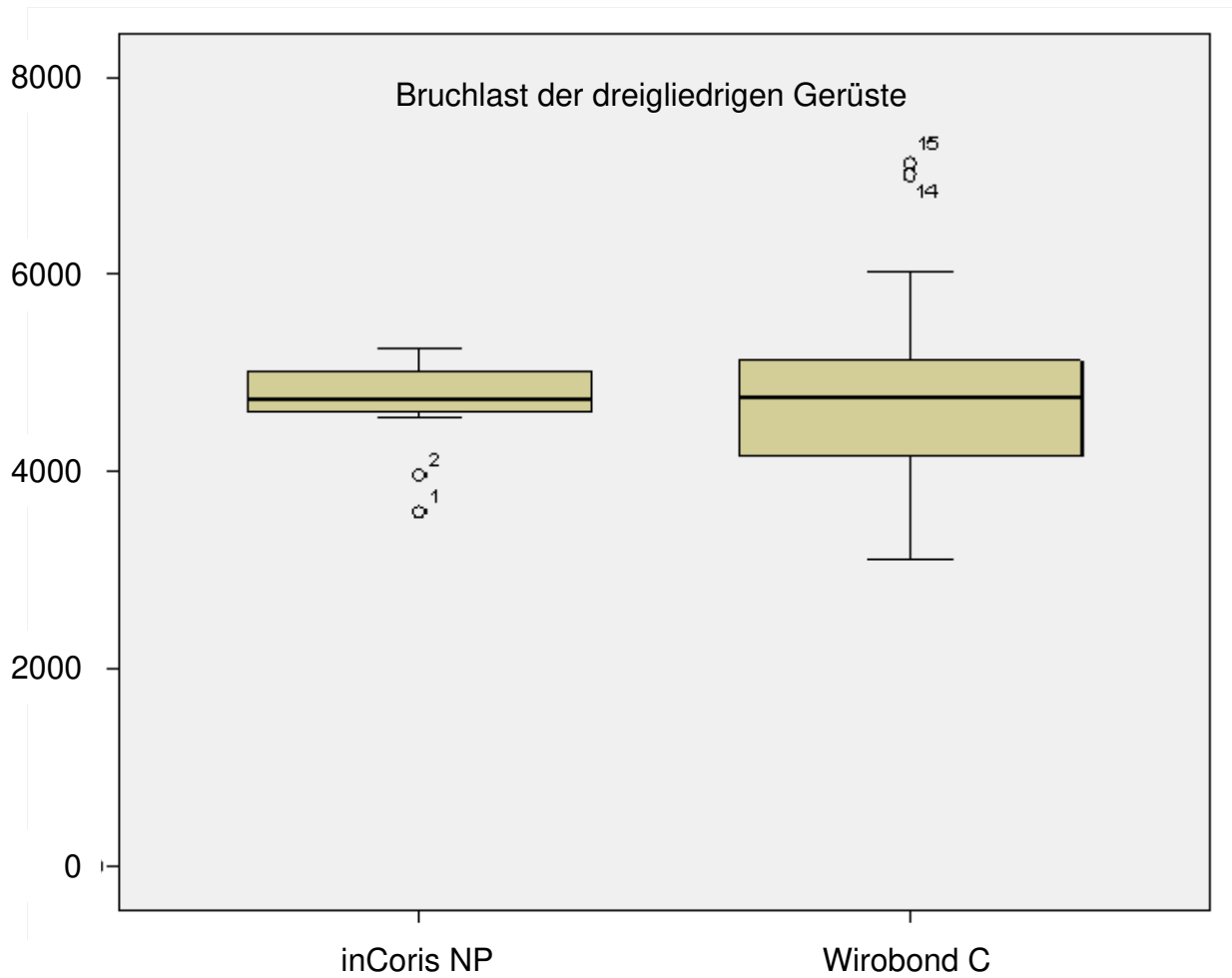


Abb. 12: Boxplot der Bruchlasten.