

**Autor**  
Wissenschaftler  
**Status**  
Fundamental  
**Kategorie**  
Grundlagen

# Passgenauigkeit von implantatgetragenen CAD/CAM-Rekonstruktionen

PD Dr. Joannis Katsoulis, MAS

**Die traditionelle Gusstechnik für die Herstellung von mehrgliedrigen Brückengerüsten wurde in den letzten Jahren weitgehend von der computerunterstützten Fertigung abgelöst. Als Gerüstmaterial werden nicht mehr Gusslegierungen mit potentiellen strukturellen Inhomogenitäten und ungenauer Passung verarbeitet. Stattdessen werden industriell vorgefertigte, homogene Blöcke aus Metallen und Keramiken wie Titan und Zirkoniumdioxid verwendet, aus welchen das Gerüst herausgefräst wird. Die computerunterstützte Produktionskette zahn- und implantatgetragener Rekonstruktionen verringert die Anzahl handwerklicher Arbeitsschritte und damit die Möglichkeiten manueller Verarbeitungsfehler.**

Die Computerunterstützung erlaubt somit die Herstellung von hochpräzisen kurzen und langen Gerüst- und Stegkonstruktionen mit spannungsfreier Passung. Biologische Komplikationen durch bakterielle Invasion des Mikrospaltes zwischen Suprastruktur und Pfeiler (Zahn oder Implantat) sowie technische Misserfolge infolge von Spannung in der Rekonstruktion können insbesondere bei bogenumspannenden Brücken minimiert werden.

## Einführung

Eine präzise spannungsfreie Passung ist ein wichtiger Aspekt für den langfristigen Erfolg einer Rekonstruktion. Obwohl eine absolute Präzision aus technischer Sicht nicht zu 100 % realisierbar ist und der Körper eine gewisse Spaltgröße toleriert, ist man bestrebt, eine möglichst hohe und klinisch akzeptable Passgenauigkeit zu erreichen. In der Literatur wird kontrovers diskutiert, welche Größe des marginalen

Spaltes als klinisch akzeptabel gilt. In den 1980er Jahren schlugen Branemark<sup>[1]</sup> und Klineberg & Murray<sup>[2]</sup> strenge Grenzwerte von 10 bis 30 µm vor. Dahingegen definierte Jemt in einer Arbeit von 1991<sup>[3]</sup> alle Werte unter 150 µm als klinisch akzeptabel. Am häufigsten wird mittlerweile ein Wert von 100 bis 125 µm genannt.

Bei zahngetragenen Restaurationen muss eine minimale Spaltgröße vorliegen, weil der Befestigungszement, ob adhäsiver oder konventioneller Art, eine Schichtdicke von circa 50 bis 100 µm beansprucht. Dabei spielt die Gestaltung der marginalen und gesamten Stumpfpräparation eine wichtige Rolle und die Messung der Passgenauigkeit kann an verschiedenen Stellen innerhalb des Pfeilers erfolgen.<sup>[4]</sup> Dagegen sollte bei implantatgetragenen verschraubbaren Restaurationen, die keine Zementschicht benötigen, eine möglichst exakte Passung erzielt werden.

Die Herstellung von stabilen und keramisch verblendbaren Einzelkronen sowie kurzen (drei- bis viergliedrigen) Brücken war in der Zeit vor der computerunterstützten Gerüsterstellung mithilfe der Gusstechnologie als Standardmethode realisierbar. Erfahrene und versierte Techniker erzielten meist eine Passung mit klinisch akzeptabler Genauigkeit. Beim Gießen kann es bei längeren mehrgliedrigen Rekonstruktionen jedoch zu einem Verzug des Werkstückes mit einer Spaltbildung am Randbereich von deutlich über 200 µm kommen, was klinisch nicht vertretbar ist.<sup>[5]</sup> Biologische Komplikationen durch bakterielle Invasion des Mikrospaltes zwischen Suprastruktur und Pfeiler (Zahn oder Implantat) sowie technische Misserfolge infolge von Spannungen in der Rekonstruktion können insbesondere bei bogenumspannenden Brücken die Folge sein.<sup>[6]</sup> Diese schlechte Passung wurde deshalb verbessert durch zirkuläres (um das Abutment herum), vertikales oder hori-



QR-Code scannen und den Beitrag auf Ihr Smartphone oder Tablet herunterladen!

zontales Abtrennen (Cresco-Prinzip) sowie passives Wiederverbinden der einzelnen Segmente auf dem Meistermodell mittels Lot, Laser, Funkenerosion oder adhäsivem Zementmaterial. Dabei entstanden Verbindungsstellen aus verschiedenen Materialien – das führte zu einem geschwächten Übergang mit zum Teil unerwünschten Eigenschaften. Beispielsweise waren die Segmente eines Goldsteges mit einem Lot oder Laser verbunden – an dieser Schwachstelle zeigten sich häufig Frakturen.<sup>[7]</sup>

Entsprechend wurde in der Implantologie versucht, größere Rekonstruktionen zu vermeiden, indem mehrere Implantate strategisch positioniert wurden, um möglichst nur kurze Brücken anfertigen zu müssen. Ein zahnloser Oberkiefer benötigte demnach mindestens acht Implantate und vier dreigliedrige Brücken (6 x 4, 3 x 1, 1 x 3, 4 x 6), um eine Okklusion jeweils bis zur regio 6 aufbauen zu können. War dies aus anatomischen Gründen nicht möglich, wurde eine Stegverankerung mit vier bis fünf Implantaten gewählt ohne die Notwendigkeit, die Zahnpositionen strikt einhalten zu müssen.<sup>[8]</sup> Dieses Behandlungskonzept hat sich lange gehalten und wird zum Teil heute noch eingesetzt.

## CAD/CAM

Mithilfe der Computer Aided Design / Computer Aided Manufacturing (CAD/CAM)-Technologie können mehrgliedrige Gerüste mit hoher Passgenauigkeit und ohne Nachbearbeitung hergestellt werden. Für größere Rekonstruktionen gilt das oben erwähnte Konzept demnach noch als eine Option, jedoch nicht mehr als technisch bedingte Notwendigkeit.

### Digitalisierung

CAD/CAM-Systeme erlauben die digitale Formgebung und computerunterstützte Fertigung eines

Werkstücks. Bevor in der Zahnmedizin die eigentliche CAD/CAM-Fabrikation eines Brückengerüsts beginnen kann, muss in der Prozesskette das Meistermodell digitalisiert werden (Abb. 1). Dieses wird klinisch mit einer konventionellen Abformung und im Labor mit Gips hergestellt. Die Übertragung beinhaltet somit bereits Fehler bedingt durch die verwendeten Materialien (Abformmasse und Modellmaterial), das Handling und die Zeit.

Die digitale Abformung mit intraoralen Scannern umgeht diese Faktoren, ist jedoch im eigentlichen CAD/CAM-Begriff nicht zwingend enthalten. Eine nahtlose digitale Verbindung zu den CAD/CAM-Systemen ist inzwischen auch für mehrgliedrige Rekonstruktionen zumeist verfügbar. Einige Systeme bieten wie viele Laborscanner eine einheitliche Datenformatierung (Standard Tessellation Language, stl) und offene Schnittstellen zu unterschiedlichen CAD/CAM-Softwarelösungen. Um Implantatpositionen im Kiefer mit geringer Restbezaugung präzise erfassen zu können, sind jedoch meines Erachtens noch Weiterentwicklungen der Intraoralscanner erforderlich.

Extraorale Laborscanner bedienen sich unterschiedlicher Technologien zur detailgetreuen Erfassung der Oberflächen der Meistermodelle mit den Scan-Abutments auf den Implantatanalogen. Die Anzahl der auf dem Markt erhältlichen CAD-Systeme hat sich in den letzten Jahren vervielfacht und die Systeme wurden stark weiterentwickelt. Optische Systeme (basierend auf Fotogrammetrie, Laser) haben mechanische Kontaktscanner (z. B. Procera Forte, Nobel Biocare, CH-Zürich) weitgehend aus dem Dentalmarkt verdrängt.

Die generierten Daten der Digitalisierung können in unterschiedliche CAD/CAM-Systeme importiert und weiterverwendet werden. Für die digitale

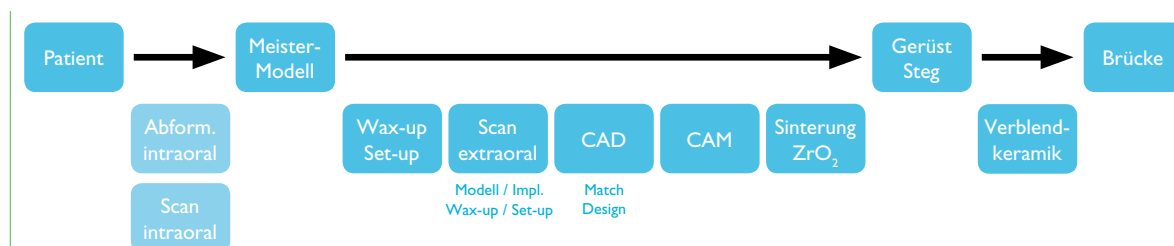


Abb. 1: Mehrere Arbeitsschritte finden in der digitalen Prozesskette vor und nach dem eigentlichen CAD/CAM statt.

Gestaltung von Einzelkronen reicht dieser erste Digitalisierungsschritt vom Modell inklusive Gegenkiefer und Kieferrelation. Bei mehrgliedrigen (zahn- und implantatgetragenen) Brückengerüsten wird vom Techniker nach wie vor häufig eine körperliche Vorform des Gerüsts (Wax-up) klassisch hergestellt und dann gescannt. Der Gerüstscan wird dann digital mit dem Meistermodell zusammengeführt und mittels CAD zur definitiven Form adaptiert. Alternativ wird die vorgesehene komplette Zahnform (wie ein Set-up oder durch Digitalisierung der Ausgangssituation) gescannt und dann mittels Konstruktionssoftware auf ein keramikunterstützendes Gerüst reduziert. Die gewünschte vollanatomische Form der Versorgung kann auch virtuell konstruiert und nachfolgend reduziert werden. Für abnehmbare implantatgetragene Stegarbeiten erfolgt typischerweise als zweiter Scan die definitive Zahnaufstellung (Set-up), welche dann mit dem Implantat-Modell überlagert wird und die freie CAD-Gestaltung eines Steges erlaubt.

### Herstellung

Der Datentransfer in die Produktionsstätte erfolgt digital ohne Verlust von Informationen, sofern die verwendeten Softwarelösungen aufeinander abgestimmt sind. Die computerunterstützte Fabrikation beinhaltet viele Aspekte und bedingt eine weitreichende Erfahrung im Umgang mit den CNC-Fräsmaschinen. Entsprechend des Gerüstmaterials muss ein Fräswerkzeug verwendet werden, bei welchem das Material, die Oberflächeneigenschaften, die Geometrie, die Anzahl der Schneidflächen, der Durchmesser, die Länge etc. angepasst sind. Vorgesintertes Zirkoniumdioxid zum Beispiel verhält sich anders als Titan Grad II, dieses wiederum anders als ein härteres Titan (Grad V) oder eine Metalllegierung. Weitere wichtige Faktoren, welche die Genauigkeit des Fräsvorgangs beeinflussen, sind die Halterung des Rohlings, die Frässtrategie, die Steifheit und Stabilität der Fräsmaschine, der Antriebsmechanismus, das Verankerungssystem, die Reaktion auf Vibrationen, die Temperatursymmetrie, die automatischen Kontrollmechanismen innerhalb der Maschine, die Fehleranfälligkeit, das Serviceintervall etc. Bei Rekonstruktionen aus Zirkoniumdioxid muss zudem im Vorfeld die Schrumpfung der finalen Sinterung einberechnet werden, wenn das Material im vorgesinterten Zustand gefräst wird.

## Passgenauigkeit

Klinisch und radiologisch ist es meist nur möglich, eine massiv schlechte Passung festzustellen.<sup>[9]</sup> Die quantitative Messung der Passung eines Gerüsts ist effektiv nur extraoral möglich und hängt von der zur Verfügung stehenden Methodik und den Instrumenten ab (Abb. 2). In der englischsprachigen Literatur werden verschiedene Begriffe verwendet und zum Teil miteinander verwechselt. Final fit wird von den meisten Autoren als Passung beschrieben, die bei verschraubbaren Brücken zwischen Implantat- und Gerüst-Plattform gemessen wird, nachdem alle Schrauben mit einem Drehmoment von mehr als 15 Ncm angezogen wurden. Beim sogenannten Sheffield- oder Einschrauben-Test hingegen wird nur eine Schraube am distalsten Implantat angezogen und die übrigen liegen passiv auf. Dieser Passive fit bezeichnet somit die vertikale Distanz im oben beschriebenen Spaltbereich von Implantaten ohne angezogene Schrauben. Andere digitale Analysen bedienen sich komplizierter mathematischer Modelle, die eine virtuelle, minimierte Passung errechnen.

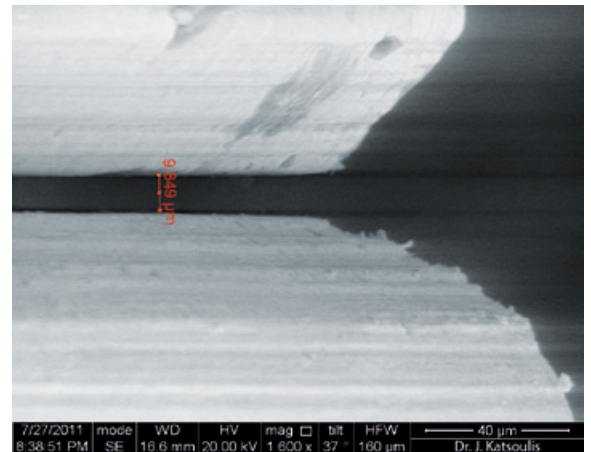


Abb. 2: Rasterelektronenmikroskopische Aufnahme des Spaltbereichs zwischen Implantatanalog (oben) und CAD/CAM-gefertigtem Titangerüst (unten).

Entsprechend vorsichtig müssen die angegebenen Genauigkeitswerte interpretiert werden. Ein direkter Vergleich der Studien mit unterschiedlicher Messmethodik ist deshalb oder aufgrund fehlender Angaben nicht möglich. Darüber hinaus muss das Studiendesign mitberücksichtigt werden. Klinische Studien und In-vitro-Untersuchungen schließen bei der Genauigkeitsmessung nicht immer die gleichen Arbeitsschritte ein. Es ist wichtig zu wissen, ob der gesamte Herstellungspro-

zess (zum Beispiel von der Abformung bis zur klinischen Einprobe) oder nur ein Teil der Herstellungskette untersucht wurde (zum Beispiel von der Herstellung des Meistermodells bis zur Passungskontrolle auf diesem).

### Aktuelle Studien

Neuere Studien untersuchen die Präzision von Gerüsten und Stegen, welche mit aktuell auf dem Markt befindlichen CAD/CAM-Systemen hergestellt wurden. Diese analysieren in vitro den eigentlichen CAD/CAM-Herstellungsprozess ausgehend vom Meistermodell (also unter Ausschluss der Übertragungsfehler von der intraoralen Situation auf das Modell) und zeigen eine hohe Passgenauigkeit (Passive fit) von implantatgetragenen Gerüsten und Stegen aus Titan und Zirkoniumdioxid.<sup>[10-13]</sup>

Die vertikale Ungenauigkeit liegt dabei, abhängig von der Gerüst- respektive Steglänge und

vom Material, zwischen 5 µm und 80 µm. In Abbildung 3 werden die Resultate aus vier Studien verglichen <sup>[10-13]</sup>, bei denen der gleiche Versuchsaufbau und die gleiche Untersuchungsmethodik angewendet wurden. Dabei wurden basierend auf einem einzigen Oberkiefermodell mit sechs Implantaten in den FDI-Positionen 15, 13, 11, 21, 23 und 25 jeweils fünf Brückengerüste und Stege aus verschiedenen Materialien mit modernen CAD/CAM-Systemen hergestellt (Abb. 4a und b). Die Systeme bedienten sich zur Digitalisierung des Meistermodells unterschiedlicher Scanner: NobelProcera Scanner (Nobel Biocare) mit einem Laserscanverfahren, Procera Forte (Nobel Biocare) mit einem taktilen Scanverfahren, Straumann CARES Scan CS2 (Straumann, CH-Basel) mit einer laseroptischen Messeinheit und IScan D103i (Imetric, CH-Courgenay), der das Streifenlichtverfahren mit Fotogrammetrie kombiniert.

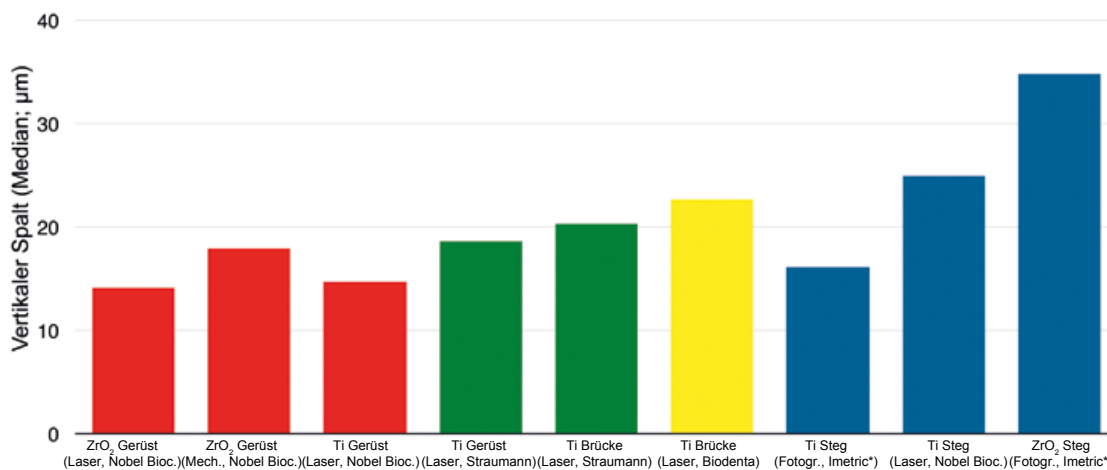


Abb. 3: Vertikale Passgenauigkeit (Median passive fit, µm) von bogenumspannenden Zirkoniumdioxid- und Titan-Gerüsten respektive Stegen, die mit verschiedenen CAD/CAM-Systemen gefertigt wurden. (\*produziert bei allshape, CH-Lengnau)



Abb. 4a: CAD/CAM-Brückengerüst aus Zirkoniumdioxid (NobelProcera, Nobel Biocare, CH-Zürich).



Abb. 4b: CAD/CAM-gefertigter Steg aus Titan (allshape, CH-Lengnau).

Die CAD/CAM-Herstellung war spezifisch für Titan und Zirkoniumdioxid und erforderte bei der Fräsbearbeitung die entsprechenden Werkzeuge. Bei Zirkoniumdioxid erfolgte nach der Fertigung im überdimensionierten Grün- beziehungsweise Weißkörper die Schlusskristallisation (Sinterung) des Werkstücks. Mithilfe des Einschraubentests wurde unter einem hochauflösenden Elektronenmikroskop bei einer bis zu 2.500-fachen Vergrößerung der vertikale Spalt zwischen Gerüst respektive Steg und Originalmodell digital gemessen. Zwischen den CAD/CAM-Gruppen zeigen sich keine signifikanten Unterschiede. Versorgungen aus Titan scheinen tendenziell die höchste Präzision aufzuweisen. Innerhalb derselben Testgruppe waren die Werte zwischen den einzelnen Implantaten signifikant unterschiedlich (Abb. 5). Die Segmente mit der Distanz einer drei- bis fünfgliedrigen Brücke zeigten am entferntesten Implantat durchschnittliche Genauigkeitswerte unter 20 µm, bogenumspannende Gerüste (zehn Glieder) zwischen 10 und 80 µm.

Die Präzision von kurzen Rekonstruktionen ist somit extrem hoch. Diese Studien zeigen zudem, dass ein zusätzlicher Vorteil der CAD/CAM-Technologie die konstante Reproduzierbarkeit der Resultate und damit eine gute Voraussagbarkeit sind.

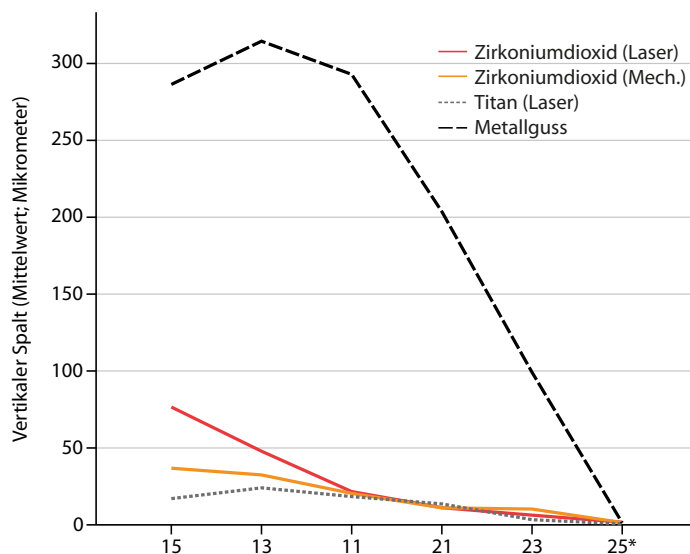


Abb. 5: Vertikale Passgenauigkeit (µm) von bogenumspannenden, mit dem CAD/CAM-System NobelProcera hergestellten Brückengerüsten aus Zirkoniumdioxid und Titan sowie einer Metallguss-Kontrollgruppe im Bereich der einzelnen Implantate (25 verschraubt).

## Fazit

Mit den heute zur Verfügung stehenden CAD/CAM-Technologien können auch komplexe implantatgetragene Rekonstruktionen aus Zirkoniumdioxid und Titan mit ausreichender Passgenauigkeit hergestellt werden. Dies ermöglicht es, die Anzahl und Positionierung von Implantaten freier zu gestalten und nicht mehr vorrangig auf ein prothetisches Konzept mit kurzen Brücken abzustimmen. Stattdessen lassen sich das Knochenangebot sowie die auf die einzelne Situation abgestimmte prothetische Planung besser berücksichtigen. ■

## Literatur

[<sup>1</sup>] **Branemark, P. I.:** Osseointegration and its experimental background. In: *J Prosthet Dent* 1983; 50: S. 399-410.

[<sup>2</sup>] **Klineberg, I. J.;** Murray, G.M.: Design of superstructures for osseointegrated fixtures. In: *Swed Dent J Suppl* 1985; 28: S. 63-69.

[<sup>3</sup>] **Jemt, T.:** Failures and complications in 391 consecutively inserted fixed prostheses supported by Branemark implants in edentulous jaws: a study of treatment from the time of prosthesis placement to the first annual checkup. In: *Int J Oral Maxillofac Implants* 1991; 6: S. 270-276.

[<sup>4</sup>] **Beuer, F.;** Aggstaller, H.; Edelhoff, D.; Gernet, W.; Sorensen, J.: Marginal and internal fits of fixed dental prostheses zirconia retainers. *Dent Mater.* 2009; 25: S. 94-102.

[<sup>5</sup>] **de Torres, E. M.;** Rodrigues R. C.; de Mattos Mda, G.; Ribeiro, R. F.: The effect of commercially pure titanium and alternative dental alloys on the marginal fit of one-piece cast implant frameworks. In: *J Dent* 2007; 35: S. 800-805.

[<sup>6</sup>] **Karl, M.;** Holst, S.: Strain development of screw-retained implant-supported fixed restorations: procera implant bridge versus conventionally cast restorations. In: *Int J Prosthodont* 2012; 25: S. 166-169.

[<sup>7</sup>] **Katsoulis, J.;** Walchli, J.; Kobel, S.; Ghomami, H.; Mericske-Stern, R.: Complications with Computer-Aided Designed/Computer-Assisted Manufactured Titanium and Soldered Gold Bars for Mandibular Implant-Overdentures: Short-Term Observations. In: *Clin Implant Dent Relat Res* 2013. doi: 10.1111/cid.12130. [Epub ahead of print].

[8] **Mericske-Stern, R.:** Prosthetic considerations. In: Aust Dent J 2008; 53 Suppl 1: S. 49-59.

[9] **Kann, J. Y.; Rungcharassaeng, K.; Bohsali, K.; Goodacre, C. J.; Lang, B. R.:** Clinical methods for evaluating implant framework fit. In: J Prosthet Dent 1999; 81: S. 7-13.

[10] **Abduo, J.; Lyons, K.; Bennani, V.; Waddell, N.; Swain, M.:** Fit of screw-retained fixed implant frameworks fabricated by different methods: a systematic review. In: Int J Prosthodont 2011; 24: S. 207-220.

[11] **Katsoulis, J.; Mericske-Stern, R.; Rotkina, L.; Zbaren, C.; Enkling, N.; Blatz, M. B.:** Precision of fit of implant-supported screw-retained 10-unit computer-aided-designed and computer-aided-manufactured frameworks made from zirconium dioxide and titanium: an in vitro study. In: Clin Oral Implants Res 2014; 25: S. 165-174.

[12] **Katsoulis, J.; Mericske-Stern, R.; Enkling, N.; Katsoulis, K.; Blatz, M. B.:** In vitro precision of fit of computer-aided designed and computer-aided manufactured titanium screw-retained fixed dental prostheses before and after ceramic veneering. In: Clin Oral Implants Res. 2013 Dec 2. doi: 10.1111/clr.12299.

[13] **Katsoulis, J.; Mericske-Stern, R.; Yates, D. M.; Izutani, N.; Enkling, N.; Blatz, M. B.:** In vitro precision of fit of computer-aided design and computer-aided manufacturing titanium and zirconium dioxide bars. In: Dent Mater 2013; 29: S. 945-953.

**PD Dr. med. dent. Joannis Katsoulis, MAS**  
Bern, Schweiz

- 2002 Staatsexamen in Zahnmedizin an der Universität Bern
- 2004 Promotion zum Dr. med. dent., Weiterbildung in Prothetik und Implantologie an der Universität Bern
- seit 2007 Oberarzt an der Klinik für Zahnärztliche Prothetik der Universität Bern
- seit 2011 Adjunct Assistant Professor Department of Preventive and Restorative Sciences, School of Dental Medicine, University of Pennsylvania/Philadelphia (USA)
- 2013 Habilitation in Rekonstruktiver Zahnmedizin und Implantologie an der Medizinischen Fakultät der Universität Bern
- seit 2013 Präsident der wissenschaftlichen Kommission und Vorstandsmitglied der SSRD (Schweizerische Gesellschaft für Rekonstruktive Zahnmedizin)
- Fachzahnarzt SSO für Rekonstruktive Zahnmedizin, Weiterbildungsausweis SSO für Allgemeine Zahnmedizin, Master of Advanced Studies (MAS) in Prosthodontics and Implant Dentistry (Universität Bern), European Prosthodontic Association EPA recognized Specialist in Prosthodontics
- Forschungsschwerpunkte: Computerunterstützte Implantologie, CAD/CAM-Systeme für zahn- und implantatgetragene Rekonstruktionen

**Kontakt: joannis.katsoulis@zmk.unibe.ch**



**Rapid.Tech**  
goes METAV



Produktionstechnik der  
Zukunft erleben!

[www.metav.de](http://www.metav.de)



**Rapid.Tech**

14. – 15. Mai 2014



**Rapid.Tech**

Fachmesse und Anwendertagung  
für Rapid.Technologie

[www.rapidtech.de](http://www.rapidtech.de)

Titelmotiv: Segment einer Mehrkammerdüse,  
FKT Formenbau und Kunststofftechnik GmbH



**FabCon 3.D**

15. – 17. Mai 2014



**FabCon 3.D**  
print your ideas.

[www.fabcon-germany.com](http://www.fabcon-germany.com)

Objektgestaltung: Frederik Brückner und Alexander  
Snejkovski (FH Aachen). Foto: Barbara Neumann