

Autor
Anwender
Status
Aktuell
Kategorie
Vergleich

Die Rehabilitation mit vollkeramischem Zahnersatz

Die Passgenauigkeit einer vollkeramischen fünfgliedrigen Brücke, hergestellt mit zwei verschiedenen Systemen

Sophia Uhlen, PD Dr. Sven Reich

Der vorliegende Fallbericht schildert die Versorgung eines Patienten mit einer fünfgliedrigen vollkeramischen Brücke über die Pfeilerzähne 21, 23 und 25. Das Brückengerüst aus Zirkoniumdioxid wurde in zweifacher Ausfertigung mit zwei verschiedenen CAD/CAM-Systemen hergestellt. Während das Lava™-System von 3M Espe (D-Seefeld) auf sogenannte Grünlinge zurückgreift, verarbeitet DCS PRECIDENT®, das System von Bien-Air DCS Solutions (CH-Allschwil), gehiptes Zirkondioxid. Ziel war es, anhand dieses klinischen Falles einen Einblick in die Leistungsfähigkeit der beiden Systeme hinsichtlich ihrer Passgenauigkeit bei komplexeren geometrischen Anforderungen zu gewinnen.

Beide Brückengerüste wiesen klinisch eine gute Passung auf und wären beide zur Weiterverarbeitung geeignet gewesen. Für keines der beiden Gerüste fand am Patienten ein zusätzliches Aufpassprocedere statt. Mithilfe der Replikatechnik wurde die Gelegenheit ergriffen, die Passung der Gerüste metrisch zu erfassen. Diese betrug im Mittel marginal für Lava™ zwischen 63 µm und 99 µm und für DCS PRECIDENT® 72 µm bis 94 µm. Beide Herstellungsmethoden bewiesen für diesen konkreten Fall ihre klinische Eignung hinsichtlich der Passung.

Ausgangssituation

Der 67-jährige Patient suchte die Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik und Werkstoffkunde der Universität Leipzig unter der Leitung von Direktor Prof. Dr. Thomas Reiber mit der Bitte um prothetische Rehabilitation auf. Die allgemeine Anamnese war ohne Befund. Im Rahmen der zahnärztlichen

Untersuchung zeigte der Patient in Relation zum Lebensalter etwas überdurchschnittliche Abrasionen an der Zahnhartsubstanz (Abb. 1). Die Sulcussondierungstiefen, der Knochenabbau und die Zahnlockerung zeigten eindeutig Hinweise auf eine parodontal resistente Reaktionslage. Im Rahmen des Beratungsgesprächs äußerte der Patient seinen Wunsch nach einer ausschließlich parodontal getragenen prothetischen Versorgung. Gemeinsam wurde die Entscheidung für einen vollkeramischen Kronen- und Brückenersatz getroffen, da der Patient Implantate ablehnte. Es wurde eine dreigliedrige Brücke von Zahn 15 auf Zahn 17, Einzelzahnkronen auf den Zähnen 13, 12 und 11 und eine fünfgliedrige Brücke über die Zähne 21, 23 und 25 geplant. Lediglich Zahn 14 sollte nicht beschliffen werden. Hier wurde die Okklusion nach erfolgter Anhebung der Relation über den Kronen- und Brückenersatz durch eine intraoral modellierte Kompositkauffläche hergestellt.



Abb. 1: Ausgangsbefund: Oberkiefer des Patienten.

Auswahl des geeigneten Gerüstmaterials

Als geeignetes Gerüstmaterial für die Brücken wurde Zirkondioxid ausgewählt, da es sich zurzeit

um das stabilste verfügbare vollkeramische Material handelt. So wurde von Marx et al. im Vierpunkt-Biegetest für Yttriumoxid-teilstabilisiertes Zirkondioxid ein Wert von 1143 MPa ($\sigma_{63,21\%}$: 937 MPa) ermittelt^[1]. Allerdings stellt die initiale Biegefestigkeit lediglich eine Orientierung hinsichtlich der Festigkeitscharakterisierung dar und kann auch von Hersteller zu Hersteller variieren. Es muss beachtet werden, dass die Festigkeit keramischer Werkstoffe durch Einflüsse unter Mundmilieubedingungen abnimmt. Daher gilt die sogenannte kritische Risszähigkeit K_{Ic} als ein weiterer wichtiger Parameter. Sie bezeichnet den Widerstand, den ein Material Sprödbrüchen entgegensetzt. Je höher der Wert, desto widerstandsfähiger verhält sich ein Material gegenüber einer Rissausbreitung. So weisen Verblendmassen lediglich einen K_{Ic} von $1,43 \pm 0,02 \text{ MPa} \cdot \text{m}^{1/2}$ auf, der für ihr Einsatzgebiet jedoch ausreichend ist^[1].

Mit $9,42 \pm 1,51 \text{ MPa} \cdot \text{m}^{1/2}$ ist Yttrium-stabilisiertes Zirkondioxid durch einen für keramische Bauteile vergleichsweise hohen Wert gekennzeichnet. Im dicht gesinterten Zustand wird die Vickershärte HV von 1320 angegeben^[1]. Dieser Wert verdeutlicht das Problem der Bearbeitbarkeit im endgesinterten Zustand, in welchem sich das Material nur mit Diamantwerkzeugen aufwendig unter Wasserkühlung bearbeiten lässt^[2]. Bei gehiptem Zirkondioxid handelt es sich um ein Material, das sich bereits im hochfesten Endzustand befindet. HIP bedeutet, dass das Material industriell unter hohen Drücken bei entsprechend hohen Temperaturen zu Rohlingen verarbeitet wurde^[3]. Generell muss dem Anwender bei der Verwendung von Zirkondioxid bewusst sein, dass dieser Werkstoff ausschließlich auf Basis eines maschinengestützten Prozesses in die individuelle Form gebracht werden kann.

Die Schwierigkeit der aufwendigen Bearbeitung im endgesinterten Zustand kann umgangen werden, indem Grünlinge verwendet werden^[4, 5]. Der Begriff Grünling (grün = unerfahren, nicht fertig) versinnbildlicht den Zustand des Materials. Es liegt zur Bearbeitung im lediglich vorgesintertem porösen Zustand vor und kann auf diese Weise leicht bearbeitet werden. Nach dem Fräs- beziehungsweise Schleifprozess muss das Material endgesintert werden: Das poröse Material wird zu einem dichten polykristallinen Werkstück

transformiert. Damit ist eine lineare Schrumpfung des Materials um circa 20 % verbunden^[5]. Die Problematik bei dieser Verarbeitungsmethode ist, dass diese Schrumpfung beim Fräsen einkalkuliert werden und aus diesem Grund in einer exakt berechneten Übergröße gearbeitet werden muss. Vorteil dieser Bearbeitungsmethode sind die wesentlich kürzeren Fräszeiten und der geringere Werkzeugverschleiß.

Neuere Untersuchungen deuten darauf hin, dass das gehipte Zirkondioxidmaterial unter bestimmten Versuchsbedingungen bessere Festigkeitsergebnisse liefert als bei der Verwendung von Grünlingen. Die wenigen vorliegenden klinischen Untersuchungen zeigen bisher, dass diese Überlegungen bei kleineren Zwischengliedspannen von ein bis zwei Gliedern nicht entscheidend sind^[6, 7] und beide Arten von Materialien verwendet werden können.

Klinischer Fall: Passung der Brücke auf 21, 23 und 25

Im Fall der Brücke über die Zähne 21, 23 und 25 bot sich bei der Herstellung ein metrischer Vergleich an: Ein Hersteller von Grünlingen (3M Espe) und ein Verarbeiter von gehiptem Zirkondioxid (Bien-Air DCS Solutions) boten jeweils an, auf den Arbeitsunterlagen ein Gerüst herzustellen. Aufgrund der komplexen Geometrie, bedingt durch die Pfeilerzahn-topographie vorgegebene Krümmung des Brückengerüstverlaufs, war ein Vergleich der Passung der beiden Gerüste unter dem Gesichtspunkt ihrer Herstellungsmethode interessant. Die Pfeiler wurden entsprechend der Richtlinien für vollkeramischen Brückenersatz präpariert: Dies bedeutet für Front- und Seitenzähne einen inzisalen Abtrag von circa 1,5 mm bis 2,0 mm, eine axiale Reduktion von 1,0 mm bis 1,5 mm im Frontzahn- beziehungsweise 1,2 mm im Seitenzahnbereich. Marginal sollte eine klar definierte Hohlkehle oder eine Stufe mit abgerundetem Innenwinkel angelegt werden. Neben einer Stumpfkonzität von 4° bis 5° zum Einlesen der Masterform in den Scanner, der die Erfassung der Stumpfwände für den jeweiligen CAD/CAM-Scanner ermöglicht, ist die Abrundung aller Innenwinkel essentiell^[8] (Abb. 2).

Die Abformung erfolgte im Korrekturabdruckverfahren mit den Materialien Panasil binetics putty



Abb. 2: Präparierte Pfeilerzähne vor der Abformung mit mehreren in die Sulci eingebrachten Lagen von Retraktionsfäden.



Abb. 4: Ausschnitt des Meistermodells.

fast und Panasil contact plus (Kettenbach, D-Eschenburg) (Abb. 3). Das hergestellte Meistermodell diente den beiden ausgewählten CAD/CAM-Systemen als Grundlage zur Herstellung eines virtuellen Scanmodells (Abb. 4). Mit dem Lava™-System war aufgrund der Rohlingsgröße und der Software die Herstellung eines fünfgliedrigen Gerüsts möglich (Abb. 5), während beim DCS PRECIDENT®-System zusätzlich ein Anhänger distal des Zahnes 25 angebracht werden konnte (Abb. 6).

Die Dokumentation der Passung der fertigen Gerüste erfolgte mithilfe der sogenannten Replika-technik, wie von Böning et al.^[9] und Reich et al.^[10] beschrieben. Ein dünn fließendes Silikon, AFFINIS™



Abb. 5: Gerüst aus gehiptem Zirkondioxid, hergestellt mit dem DCS PRECIDENT®-System.



Abb. 3: Korrekturabformung des Oberkiefers.

light body (Coltène/Whaledent, D-Langenau), wurde in das Lumen der Kronen des Gerüsts eingefüllt und in den Mund bis zum definitiven Sitz auf die Pfeilerzähne eingebracht. Nach dem Erhärten des Silikons, das nun die Diskrepanz und damit die klinische Passung zwischen Pfeilerzahn und Kronenlumen doku-

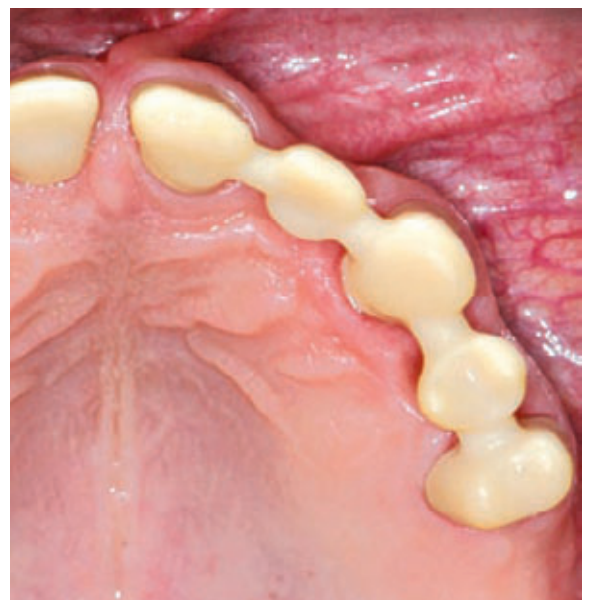


Abb. 6: Gerüst auf Basis eines Grünlings, hergestellt mit dem Lava™-System.



Abb. 7: Beispiel einer Replika: Das grüne, dünn fließende Silikon dokumentiert die Diskrepanz und damit die klinische Passung zwischen Pfeilerzahn und Kronenlumen. Die Stabilisierung der dünnen Silikonschicht erfolgte mittels Putty-Material. Die eingezeichneten Linien geben die transversalen und horizontalen Schnittlinien an, sodass eine Untersuchung der Schichtstärken des Silikons ermöglicht wurde.



Abb. 8: Die fertig verblendete, mit dem Lava™-System hergestellte Brücke in situ.

mentierte, wurden die Brücken entfernt. Das in den Gerüsten haftende Silikon wurde mit dem Putty-Material AFFINIS™ heavy body (Coltène/Whaledent) stabilisiert und entfernt (Abb. 7). Nun konnte das klinische Procedere fortgesetzt werden. Beide Brückengerüste wiesen klinisch eine sehr gute Passung auf und hätten beide nach Verblendung eingegliedert werden können.

Aus Gründen der einheitlichen Bedingungen für die Zahntechnikermeisterin, die die Verblendungen anfertigte (Abb. 8), wurde – da die übrigen Kronen und Brücken ebenfalls mit dem Lava™-System erstellt wurden – ebenfalls die fünfgliedrige Lava™-Brücke ausgewählt – zumal auch mit fünf Gliedern eine Abstützung sämtlicher Antagonisten gewährleistet war. Die Arbeiten wurden mit RelyX™ Unicem (3M Espe) befestigt. Die Replika wurden, wie in Abb. 7 dargestellt, mit dem Skalpell in Richtung der Zahnachse geschnitten. Auf diese Weise konnte unter dem Mikroskop die Schichtstärke des grünen, dünn fließenden Silikons mithilfe einer Koordinatenmessvorrichtung ausgemessen werden (Abb. 9). Die Messung erfolgte marginal entsprechend der Schnitte an sechs Messpunkten (Abb. 7). Ebenso wurden jeweils die Diskrepanzen in der Mitte der axialen Wand, am Übergang axiale Wand zum okklusalen Plateau und zentral okklusal gemessen (Abb. 9).



Abb. 9: Replika geschnitten: Durch die Transversal- und Horizontalschnitte wurde eine lokale Schichtstärkenermittlung ermöglicht. In der vorliegenden Untersuchung wurde an folgenden vier Lokalisationen gemessen: [MARG] = Marginal; [MAW] = Mitte axiale Wand; [AXOKK/INZ] = Übergang axiale Wand – okklusales / inzisales Plateau; [OKK/INZ] = Mitte okklusales / inzisales Plateau.

Resultate der Passgenauigkeitsuntersuchung

Im Mittel betrug die marginale Passung an Zahn 21 zwischen 63 μm (SD $\pm 12 \mu\text{m}$) für das Lava™- und 72 μm (SD $\pm 24 \mu\text{m}$) für das DCS PRECIDENT®-Gerüst. An Zahn 23 wurde eine mittlere Randpassung von 99 μm (SD $\pm 22 \mu\text{m}$) (Lava™) beziehungsweise 94 μm (SD $\pm 28 \mu\text{m}$) (DCS PRECIDENT®) ermittelt. 93 μm (SD $\pm 34 \mu\text{m}$) für Lava™ und 80 μm (SD $\pm 38 \mu\text{m}$) für DCS PRECIDENT® wurden an Zahn 25 gemessen. Die Diskrepanzen Mitte axiale Wand an allen drei Pfeilerzähnen beliefen sich durchschnittlich zwischen 74 μm (Zahn 25) und 93 μm (Zahn 23) für DCS PRECIDENT® und zwischen 75 μm (Zahn 21) und 131 μm (Zahn 25) für das Lava™-System. Am Übergang axiale Wand zum okklusalen Plateau wurden für DCS PRECIDENT® mittlere Werte zwischen 141 μm (Zahn 21) und 203 μm (Zahn 23) und bei Lava™ Werte zwischen 131 μm (Zahn 21) und 233 μm (Zahn 25) gemessen. Inzisal beziehungsweise okklusal wurde die höchste mittlere Diskrepanz bei Fertigung mit dem DCS PRECIDENT®-System mit 360 μm an Zahn 23 gemessen. Die höchste mittlere Diskrepanz mit dem Lava™-System wurde an Zahn 25 mit 278 μm gemessen. Die Abbildungen 10a bis 10d stellen die Diskrepanzen für die Brücken systemabhängig an den drei Pfeilerzähnen dar.

Diskussion

Beide Systeme haben im konkreten Fall demonstriert, dass sie die klinischen Anforderungen an die Passung voll erfüllt haben. Sowohl die Verwendung von Grünlingen, was aufgrund der nachfolgenden Sinterschrumpfung zunächst ein Herausarbeiten des Gerüsts in Übergröße erforderlich macht, als auch das 1:1 Herausarbeiten aus einem Rohling haben gute klinische Passungen ergeben. Laut eines Urteils des Oberlandesgerichts Düsseldorf ist eine Passung von 100 μm bei Kronenrestorationen als klinisch wünschenswert einzustufen. 200 μm stellen eine noch tolerable marginale Passung dar, während 300 μm partiell tolerierbar seien.

Gegenüber vergleichbaren Studien halten die Passungen der im dargestellten Fall gefertigten Gerüste einem Vergleich Stand. So ermittelten Böning et al.^[9]

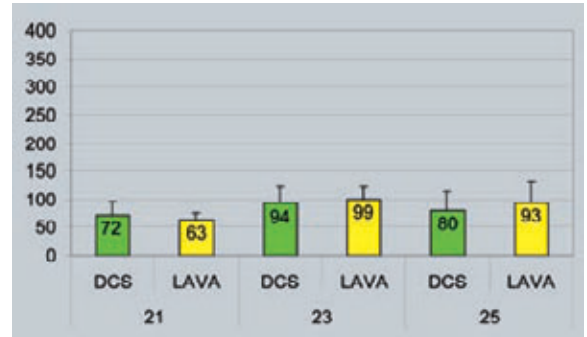


Abb. 10a: Messlokalisierung: marginal (Darstellung der Diskrepanzen in μm).

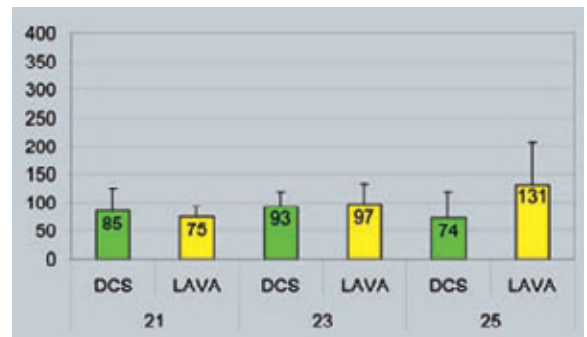


Abb. 10b: Messlokalisierung: Mitte axiale Wand (Darstellung der Diskrepanzen in μm).

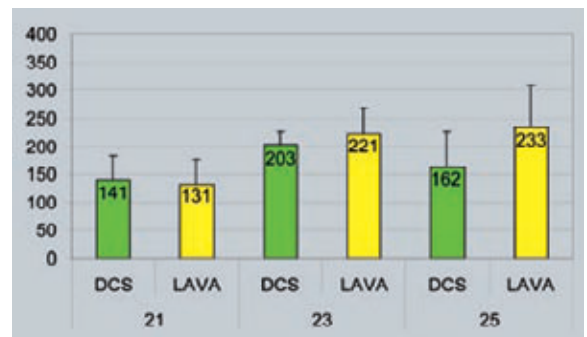


Abb. 10c: Messlokalisierung: Übergang axiale Wand – okklusales / inzisales Plateau (Darstellung der Diskrepanzen in μm).

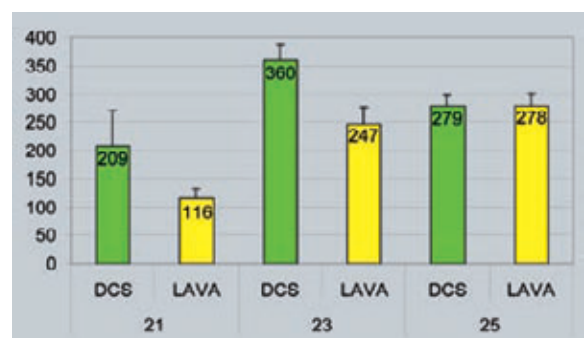


Abb. 10d: Messlokalisierung: Mitte okklusales / inzisales Plateau (Darstellung der Diskrepanzen in μm).

für die marginale Passung bei Einzelkronen im Frontzahnbereich, die mittels Procera® (Nobel Biocare, D-Köln) hergestellt wurden, einen Medianwert von 80 µm und 95 µm, im Seitenzahnggebiet von 90 µm und 145 µm. Reich et al.^[10] berichten für vollkeramische dreigliedrige Zirkondioxidbrücken mit Lava™ eine mittlere marginale Diskrepanz von 80 µm (Median 65 µm), im Bereich der Mitte der axialen Wand 132 µm (Median 105 µm), am Übergang axiale Wand zum inzisalen beziehungsweise okklusalen Plateau einen Wert von 195 µm (Median 161 µm) und zentral okklusal 215 µm (Median 198 µm).

Die im Kronenlumen im Verhältnis zur marginalen Passung zunehmenden Diskrepanzen können unter anderem durch folgende Phänomene erklärt werden:

- Im Bereich von Kantenlinien können virtuelle Peaks entstehen, sogenannte „Overshooter“, die dazu führen, dass bei der CAM-technischen Umsetzung in diesen Bereichen mehr Material als notwendig entfernt wird^[11]. Dies ist für bestimmte lichtoptische Scanner beschrieben.
- Da die Oberflächen beim Scannen häufig zunächst in Form von Punktwolken erfasst werden, die im weiteren Verlauf eine Glättung erfahren, kann es zu einer gewissen Verfälschung der originären Oberflächendaten und somit zu erhöhten Diskrepanzen kommen^[12].
- Jedes CAD/CAM-System arbeitet mit einem virtuellen Spacer, der dabei helfen soll, primäre Kontakte im Kroneninnenlumen einer Restauration zu vermindern.
- Bei den meisten CAD/CAM-Systemen wird eine subtraktive Arbeitsweise angewandt. Dies bedeutet, dass Schleifwerkzeuge das Innenlumen der Kronenrestauration herausarbeiten, die einen gewissen Durchmesser aufweisen. Somit können enge Radien von Kanten und Unebenheiten einer Präparation zu erhöhten Diskrepanzen zwischen Kroneninnenlumen und Stumpfoberfläche führen. Werden Grünlinge verwendet, besteht ein kleiner Spielraum bei der Präparation, da das Material beim Sinterbrand eine Schrumpfung

von circa 20 Vol% aufweist. Hier kann ein präpariertes Plateau mit einer Endbreite von 0,9 mm mit einem Instrument von 1,0 mm Durchmesser noch ausgeschliffen werden, da es aufgrund der Sinterschrumpfung in entsprechender Übergröße herausgearbeitet werden muss. Unmittelbar nach der Maschinenbearbeitung muss das Innenlumen der Kronenrestauration eine Breite von 1,125 mm aufweisen. Dafür wäre theoretisch ein Schleifer der gleichen Größe ausreichend.

Fazit

Aus klinischer Sicht haben beide CAD/CAM-Systeme, Lava™ und DCS PRECIDENT®, im konkreten Fall demonstriert, dass sie in der Lage sind, die klinischen Anforderungen an die Passung voll zu erfüllen. ■

Literatur

^[1] Marx, R.; Weber, M.; Jungwirth, F.: Vollkeramische Kronen und Brückenmaterialien – Restaurationenmaterialien. Eichenbach: CC&A, 2002, S. 138-139.

^[2] Luthardt, R.; Holzhuter, M. S.; Rudolph, H.; Herold, V.; Walter M. H.: CAD/CAM-machining effects on Y-TZP zirconia. In: Dental Materials 20 (2004), S. 655-662.

^[3] Kohorst, P.; Herzog T. J.; Borchers, L.; Stiesch-Scholz, M.: Load-bearing capacity of all-ceramic posterior four-unit fixed partial dentures with different zirconia frameworks. In: Eur J Oral Sci 115 (2007), S. 161-166.

^[4] Filser, F.; Kocher, P.; Weibel, F.; Lüthy, H.; Schärer, P.; Gauckler, L. J.: Reliability and Strength of All-Ceramic Dental Restorations Fabricated by Direct Ceramic Machining (DCM). In: Int J Computer Dent 2 (2001), S. 89-106.

^[5] Suttor, D.; Bunke, K.; Hoescheler, S.; Hauptmann, H.; Hertlein, G.: Lava – The System for All-ceramic ZrO₂ Crown and Bridge Frameworks. In: Int J Computer Dent 4 (2001), S. 195-206.

^[6] Sailer, I.; Feher, A.; Filser, F.; Luthy, H.; Gauckler, L. J.; Scharer, P.; Hämmerle, F. C. H.: Prospective clinical study of zirconia posterior fixed partial dentures: 3-year follow up. In: Quintessence Int 37/9 (2006), S. 685-693.

^[7] **Vult von Steyern, P.:** All-ceramic fixed partial dentures. Studies on alumina oxide- and zirconium dioxide-based ceramic systems. In: Swed Dent J Suppl 173 (2005), S. 1-69.

^[8] **Kunzelmann, K. H.; Pospiech, P.; Mehl, A.; Frankenberger, R.; Reiss, B.; Wiedhahn, K.; Kern, M.:** Vollkeramik auf einen Blick. Hg.: Arbeitsgemeinschaft für Keramik in der Zahnheilkunde e. V.. Ettlingen: Eigenverlag, 2006, S. 35 und 38.

^[9] **Böning, K. W.; Wolf, B. H.; Schmidt, A. E.; Kästner, K.; Walter, M. H.:** Clinical fit of Procera all-ceramic crowns. In: J Prosthet Dent 84 (2000), S. 419-424.

^[10] **Reich, S.; Wichmann, M.; Nkenke, E.; Proeschel, P.:** Clinical fit of all-ceramic three-unit fixed partial dentures, generated with three different CAD/CAM systems. In: Eur J Oral Sci 113 (2005), S. 1-6.

^[11] **Pfeiffer, J.:** Dental CAD/CAM technologies : The optical impression (2). In: Int J Comput Dent 2 (1999), S. 65-72.

^[12] **Luthardt, R.; Weber, A.; Rudolph, H.; Schöne, C.; Quaas, S.; Walter, M.:** Design and production of dental prosthetic restoration: basic research on dental CAD/CAM technology. In: Int J Comput Dent 5 (2002), S. 165-176.

Cand. med. dent.

Sophia Uhlen

Leipzig, Deutschland



■ 2002 Studium der Zahnmedizin an der Uni Leipzig

■ 2005 Physikum ■ Cand. med. dent. am Zentrum für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde der Uni Leipzig

Kontakt: sophia.uhlen@web.de

PD Dr. med. dent.

Sven Reich

Leipzig, Deutschland



■ 1997 Promotion

■ 2005 Habilitation ■ 1994-2005

Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik der Uni Erlangen-Nürnberg ■ seit Ende 2005 Oberarzt und Leiter des Bereichs Klinische Prothetik, Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik und Werkstoffkunde der Uni Leipzig

Kontakt

sven.reich@medizin.uni-leipzig.de

update

Zirkondioxid – alles ist möglich?

Redaktion

430 Teilnehmer besuchten am 27. Juni 2007 das ZirkonForum in der Neuen Messe in Freiburg. Diskussionsthema war die Frage, ob Zirkondioxid tatsächlich DAS restaurative Material für Gegenwart und Zukunft ist. Die Veranstalter ZTM Reinhard Prull (Prull Dentaltechnik, D-Bötzingen), ZTM Rainer Semsch (Dental Concept, D-Münstertal), Dr. Marcus Simon (D-Freiburg) und ZTM Wolf Woerner (Zahntechnik Woerner, D-Freiburg) baten vier renommierte Referenten aus Zahnmedizin und Zahntechnik um ihr Statement.

ZTM Oliver Bothe (Product Manager Dental bei Metoxit, CH-Thayngen), führte die Teilnehmer zunächst kurz in das Thema Zirkondioxid ein. Er erklärte die verschiedenen Weiterverarbeitungsmöglichkeiten des Rohmaterials zu Grünlingen, Weißlingen und HIP-Zirkon (Y-TZP).

Prof. Dr. Matthias Kern, Direktor der Klinik für Zahnärztliche Prothetik, Propädeutik und Werkstoffkunde des Universitätsklinikums Schleswig-Holstein, erläuterte, dass Zirkondioxid dann zum Einsatz kommen sollte, wenn auch eine konventionelle Zementierung indiziert ist. Seiner Meinung nach sollte in