Florian Beuer, Josef Schweiger, Manja Kölpin, Jan-Frederik Güth, Michael Stimmelmayr

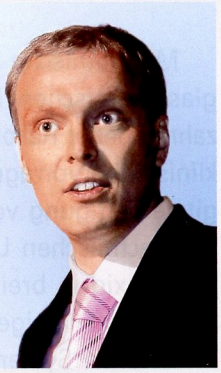
Kunststoffbasierte CAD/CAM-Materialien – die nächste Generation zahnfarbener Werkstoffe?

Indizes

Keramik, Kunststoff, Hybridwerkstoffe, digitale Fertigung, subtraktive Fertigung, CAD/CAM

Zusammenfassung

Zahnfarbene Restaurationsmaterialien haben sich in den letzten 10 Jahren als Standard für prothetische Versorgungen etabliert. Von wenigen Ausnahmen abgesehen lag der Fokus dabei auf keramischen Werkstoffen. Neben vielen positiven Eigenschaften weisen diese jedoch das sogenannte Sprödbruchverhalten auf, während kunststoffbasierte Materialien eher durch einen niedrigeren Elastizitätsmodul und flexible Eigenschaften gekennzeichnet sind. Diese Merkmale in einem Werkstoff miteinander zu kombinieren und damit die positiven Eigenschaften beider Materialien zusammenzubringen ist der Ansatz der Hybridmaterialien. In dem Beitrag werden die verschiedenen Materialien, ihr klinisches Einsatzgebiet und die zukünftigen Möglichkeiten besprochen.



Florian Beuer
Prof. Dr. med. dent., MME
Abteilung für Zahnärztliche Prothetik, Alterszahnmedizin und Funktionslehre
CharitéCentrum für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde
Charité – Universitätsmedizin Berlin
Aßmannshauser Straße 4-6
14197 Berlin
E-Mail: florian.beuer@charite.de

Josef Schweiger
ZT
Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik
Klinikum der Universität München

Manja Kölpin
Dr. med. dent.
Abteilung für Zahnärztliche Prothetik, Alterszahnmedizin und Funktionslehre
CharitéCentrum für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde
Charité – Universitätsmedizin Berlin

Jan-Frederik Güth
Priv.-Doz. Dr. med. dent.
Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik
Klinikum der Universität München

Michael Stimmelmayr
Priv.-Doz. Dr. med. dent.
Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik
Klinikum der Universität München

Einführung

Zahnfarbene Materialien erfreuen sich vor allem aufgrund der Möglichkeiten der digitalen Fertigung seit vielen Jahren großer Beliebtheit. Als das Restaurationsmaterial der Wahl für Inlays und Teilkronen konnten sich verschiedene Keramiken auch wissenschaftlich etablieren[12,13,17,20,25]. Wenn keramische Materialien für Vollkronen verwendet wurden, war die klinische Erfolgsprognose von der Region (Front- oder Seitenzahngebiet) und den eingesetzten Keramiken abhängig[7,27]. Kamen hochfeste, analog der Metallkeramik in Schichttechnik verblendete Gerüste aus Zirkonoxid zum Einsatz, zeigten sich klinisch oft Probleme mit der Stabilität der Verblendkeramik[20,26]. Die Anwendung von Pressverfahren und digitalen Verblendtechniken schien sich positiv auf das sogenannte Chipping-Verhalten (das Frakturieren der Verblendkeramik) auszuwirken[3,5]. Einen weiteren Schritt in der Automatisierung der Herstellung von Zahnersatz stellte der Einsatz von monolithischen Kronen ohne Verblendung dar[17]. Primär eigneten sich dafür transluzente Materialien, die auch ohne Verblendung eine ansprechende Ästhetik aufwiesen[1,2].

Monolithische Kronen, Teilkronen und Kronen aus glaskeramischen Materialien sind heute Bestandteil zahnfarbener Rekonstruktionskonzepte und zeigen auch klinisch hervorragende Erfolgsraten[12,27]. Bevor die digitale Fertigung von Kronen und Brücken sich in den zahntechnischen Laboratorien durchsetzte und bevor Zirkonoxid in breitem Maße verfügbar war, versuchten bereits einige Anbieter, aus kunststoffbasierten Materialien Systeme für den Anwendung als Kronen oder Brücken am Markt zu etablieren. Während der Einsatz als Alternative zur Metallkeramik für Kronen klinisch relativ erfolgreich war, erzielten Brücken keine akzeptablen Überlebensraten[8,18,23,24], so dass dieser klinische Ansatz wieder aufgegeben wurde. Vor allem in den Punkten Plaqueakkumulation und Abrasionsstabilität waren diese Werkstoffe dem bisherigen Goldstandard Metallkeramik klinisch deutlich unterlegen[21,22]. Allerdings wiesen sie auch die bekannten positiven Eigenschaften des Kunststoffs auf und zeigten kaum oder keine Frakturen[18].

Mit der Entwicklung der fräsbaren kunststoffbasierten Materialien wurde eine neue Epoche in der CAD/CAM-Herstellung eingeleitet. Anfangs waren diese Materialien hauptsächlich als ungefüllte, für den Einsatz als Langzeitprovisorien geeignete Polymethylmethacrylat (PMMA) -Werkstoffe verfügbar[4,10,14]. Sie ermöglichten es nun, relativ kostengünstig Prototypen der späteren Restaurationen herzustellen, welche aufgrund der Materialeigenschaften noch gut modifizierbar waren und dann in der Folge digital in ein definitives Material kopiert wurden. Mit dem als Prothesenmaterial verwendeten PMMA, das durch Anmischen und Polymerisation im zahntechnischen Labor verarbeitet wird, haben diese fräsbaren Materialien außer der chemischen Zusammensetzung nur noch wenig gemeinsam. Die industrielle Polymerisation erfolgt unter druck- und temperaturoptimierten Bedingungen, wodurch wesentlich bessere Werkstoffeigenschaften als im zahntechnischen Labor oder in der zahnärztlichen Praxis erreicht werden können.

Abb. 1 Langzeitprovisorien aus monolithisch gefrästem PMMA in situ

Neben den reinen PMMA-basierten Materialien (Beispiele: Telio CAD, Fa. Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein; artBloc Temp, Fa. Merz, Lütjenburg) (Abb. 1) werden heute vielfältige Werkstoffkombinationen angeboten. Durch den Einsatz von keramischen Füllkörpern sollen die Eigenschaften optimiert werden und diese Materialien für die dauerhafte klinische Anwendung geeignet sein. Um die verschiedenen Werkstoffe einigermaßen einzuschätzen, wurde im Rahmen einer Konsensuskonferenz die nachfolgend als Gliederung verwendete grobe Clusterung vorgeschlagen[6].

PMMA-basierte Kunststoffe

PMMA-basierte Kunststoffe entstehen durch eine radikalische Polymerisation von Methylmethacrylaten (Methacrylsäuremethylester). Die Länge der während der Polymerisation entstehenden Polymerketten sowie deren Vernetzung hängen direkt mit dem Druck, dem Temperaturverlauf und der Dauer der Polymerisation zusammen. Diese Parameter haben einen großen Einfluss auf die mechanischen und chemischen Eigenschaften des auspolymerisierten Materials. PMMA-basierte Kunststoffe sind ab 100 °C plastisch verformbar. Des Weiteren sind sie in der eigenen Monomerflüssigkeit löslich, was dazu führt, dass ein guter Verbund zu weiteren PMMA-Kunststoffen erzeugt werden kann. Heutige PMMA-basierte Kunststoffe zeigen teilweise eine bessere Lichtleitung als Keramiken und erscheinen deswegen im Mund des Patienten äußerst ästhetisch (Abb. 2). Ein Nachteil ist der sehr niedrige Elastizitäts-

Abb. 2 Gefräste PMMA-Langzeitprovisorien zur Erhöhung der Vertikaldimension. Die Lichtleitung durch das Material ist sehr hoch

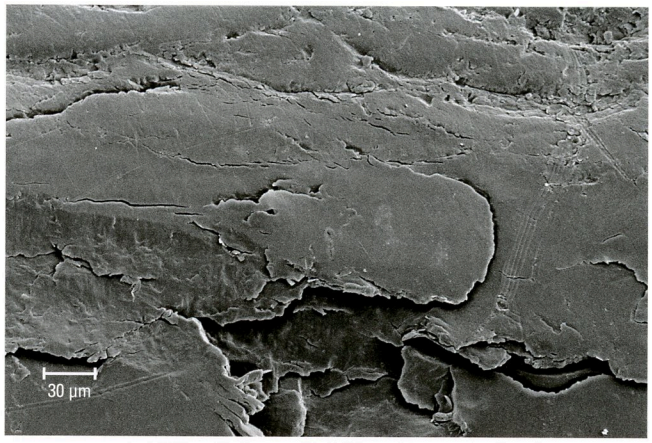


Abb. 3 REM-Aufnahme einer Krone aus einem ungefüllten PMMA-Material nach künstlicher Kausimulation (Bildquelle: Dr. *Max Hummel*, LMU)

Abb. 4 Kronen und provisorische Verblendschalen aus Komposit in der Ober- und Unterkieferfront zur Evaluierung des persönlichen ästhetischen Optimums

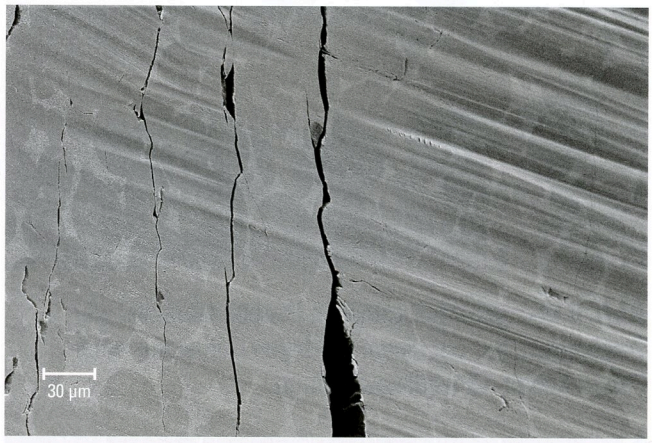


Abb. 5 REM-Aufnahme einer Krone aus einem Kompositmaterial nach künstlicher Kausimulation (Bildquelle: Dr. *Max Hummel*, LMU)

modul, der im Bereich von 2,7 bis 3,2 GPa liegt. Dies hat bereits bei geringer Belastung eine plastische Verformung zur Folge. Im rasterelektronenmikroskopischen (REM) Bild ist deutlich die Matrixstruktur ohne Füllkörper erkennbar (Abb. 3).

Beispiele für die Materialklasse der PMMA-basierten Kunststoffe sind artBloc Temp, Telio CAD, Zenotec PMMA (Fa. Wieland Dental+Technik, Pforzheim), Ceramill TEMP (Fa. Amann Girrbach, Pforzheim) und Cercon base PMMA (Fa. DeguDent, Hanau).

Komposite

Klassische Komposite bestehen aus einer organischen Polymermatrix, die mit anorganischen oder teils organischen Füllkörpern versetzt ist. Die gezielte Wahl der Ausgangsmonomere und der Füllstoffe, aber vor allem deren Silanisierung und spätere Einbindung in die Polymermatrix bestimmen die Eigenschaften der Komposite (Abb. 4). Durch eine standardisierte industrielle radikalische Polymerisation können die Eigenschaften

optimiert werden. Bildlich kann man sich diese Art der Werkstoffe wie eine mit organischer Polymermatrix gefüllte Badewanne vorstellen, in der verschiedene Füllkörper schwimmen. Dies zeigt sich auch in der rasterelektronenmikroskopischen Betrachtung, denn hier ist deutlich der Unterschied zwischen Matrix und Füllkörper erkennbar (Abb. 5).

Beispiele für die Materialklasse der Komposite sind Ambarino High-Class (Fa. Creamed, Marburg), Ceramill COMP (Fa. Amann Girrbach) und Vita CAD-Temp (Fa. Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen).

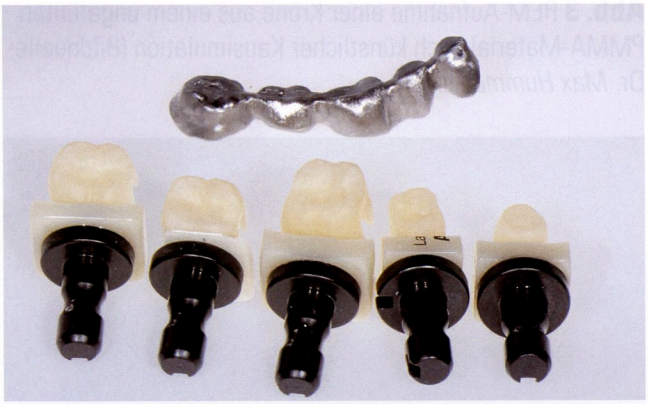


Abb. 6 Hochgefülltes Komposit (Verbundkeramik) als Verblendstruktur auf einem gefrästen Gerüst aus einer Chrom-Kobalt-Molybdän-Legierung

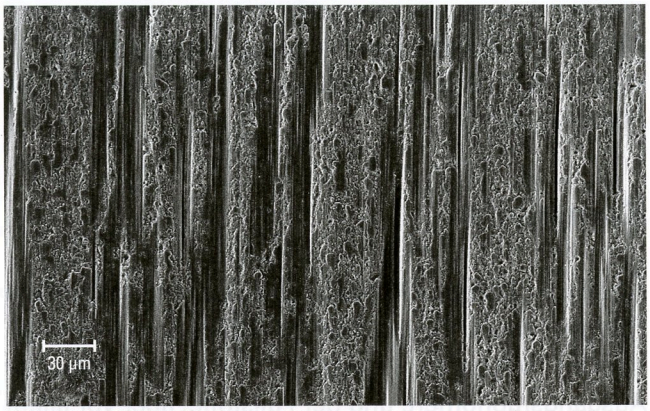


Abb. 7 REM-Aufnahme einer Krone aus einem hochgefüllten Kompositmaterial („resin nano ceramic") nach künstlicher Kausimulation. Mittlerweile ist dieses Material nur noch für Teilrestaurationen indiziert (Bildquelle: Dr. *Max Hummel*, LMU)

Hochgefüllte Komposite

Eine relativ neue Werkstoffentwicklung sind die sogenannten Verbundkeramiken (engl. „resin nano ceramics"). Sie basieren auf einer Kompositmatrix, weisen aber aufgrund des hohen Anteils der anorganischen Füllkörper (ca. 80 Gew.-%) im Vergleich zu PMMA-basierten Kunststoffen eine wesentlich höhere Härte und Sprödigkeit auf. Die mechanischen Eigenschaften ähneln im klinischen Gebrauch denen von dentalen Glaskeramiken (Abb. 6 und 7). Auch hier ist die Grundstruktur die organische Polymermatrix, aber wenn wir bei dem Badewannenvergleich von oben bleiben, schwimmen darin jetzt deutlich mehr Füllkörper, die speziell geclustert und damit sehr gut gepackt sind. Im Elektronenmikroskop lassen sich nach Kausimulation nur Füllkörper auf der Oberfläche erkennen (Abb. 7). Allerdings ist diese Materialklasse vom Hersteller nur für Teilrestaurationen freigegeben.

Ein Beispiel für die Werkstoffklasse der hochgefüllten Komposite ist Lava Ultimate (Fa. 3M Espe, Seefeld).

Kunststoffinfiltrierte Keramiken

Die kunststoffinfiltrierten Keramiken bestehen ebenso wie die Komposite aus einem organischen und einem anorganischen Anteil (Abb. 8 bis 13). Im Gegensatz zu den Kompositen erfolgt hier zunächst die Herstellung eines offen porösen Gerüstes aus Keramik, das anschließend mit Polymeren infiltriert wird[15,16]. Kunststoffinfiltrierte Keramiken haben den Vorteil, dass ihr Elastizitätsmodul dem von natürlicher Zahnhartsubstanz ähnelt. Die mechanischen und chemischen Eigenschaften dieser Hybrid-Werkstoffklasse sind zwischen denen von Polymeren und Glaskeramiken angesiedelt. Auch hier kann man sich den Aufbau bildlich vorstellen: Das Grundgerüst ist ein Schwamm aus Keramik (derzeit Glaskeramik), und die Poren des Schwammes sind mit Kunststoff gefüllt, so dass zwei verbundene Systeme entstehen, nämlich das keramische und das kunststoffbasierte System. Im rasterelektronenmikroskopischen Bild kann man nach Kausimulation deutlich das Keramiknetzwerk auf der linken Bildhälfte erkennen (Abb. 13).

Abb. 8 Verschraubte Implantatkronen aus Hybridkeramik

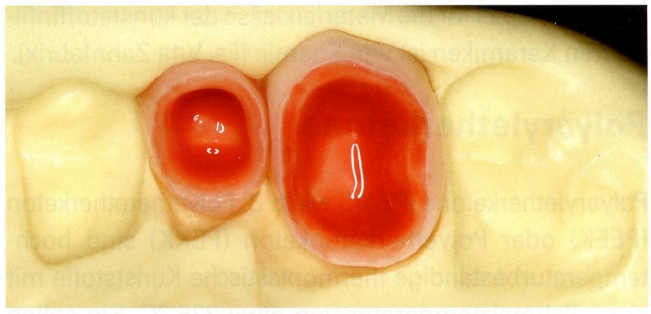


Abb. 9 Vorbereitung von Hybridkeramikrestaurationen für das adhäsive Befestigen: Ätzung mit Flusssäure zur Erzielung eines retentiven Musters

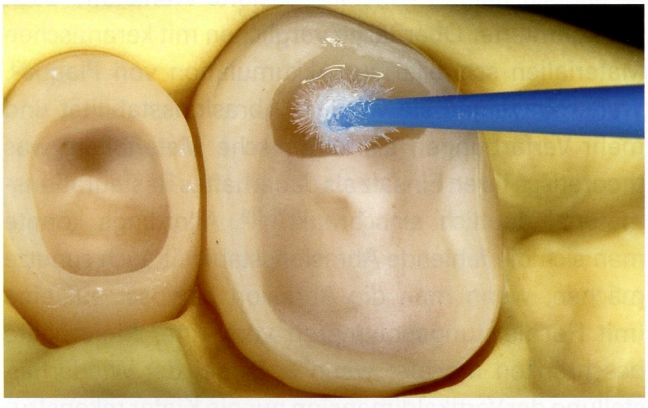


Abb. 10 Vorbereitung von Hybridkeramikrestaurationen für das adhäsive Befestigen: Aufbringen von Silan auf die geätzte Oberfläche

Abb. 11 Eingesetzte Hybridkeramikrestaurationen auf dem Implantat 15 und dem natürlichen Pfeiler 16 (Ansicht von bukkal)

Abb. 12 Eingesetzte Hybridkeramikrestaurationen auf dem Implantat 15 und dem natürlichen Pfeiler 16 (Ansicht von okklusal)

Abb. 13 REM-Aufnahme einer Krone aus einer Hybridkeramik nach künstlicher Kausimulation (Bildquelle: Dr. *Max Hummel*, LMU)

Ein Beispiel für die Materialklasse der kunststoffinfiltrierten Keramiken ist Vita Enamic (Fa. Vita Zahnfabrik).

Polyaryletherketone

Polyaryletherketone (PEAK) wie z. B. Polyetheretherketon (PEEK) oder Polyetherketonketon (PEKK) sind hochtemperaturbeständige thermoplastische Kunststoffe mit einer Schmelztemperatur von etwa 335 °C. Sie sollen hier nur der Vollständigkeit halber erwähnt werden, da sie ein deutlich anderes Indikationsspektrum als die o. g. Materialien aufweisen. Durch ihr opakes, graues Erscheinungsbild stellen sie eher ein Gerüstmaterial dar.

Beispiele für die Materialklasse der Polyaryletherketone sind Dentokeep (Fa. nt-trading Karlsruhe) und Pekkton (Fa. Cendres+Métaux, Biel/Bienne, Schweiz).

Klinische Einschätzung

Zweifellos stellen vor allem die Kombinationen aus Kunststoff und Keramik einen sehr interessanten Ansatz in der Entwicklung neuer Werkstoffe dar. Bedenkt man die Möglichkeiten der organischen Chemie, dann wird klar, dass insbesondere beim Kunststoffanteil nahezu unbegrenzte Optionen bestehen. Die wichtigste klinische Frage dürfte jedoch wie folgt lauten: In welcher Indikation setzen wir diese Werkstoffe ein? Und weiter: Haben wir durch diese Werkstoffe einen klinischen Vorteil im Vergleich zu den heute etablierten zahnfarbenen Materialien? Die beiden Fragestellungen lassen sich im Hinblick auf die rein PMMA-basierten Materialien relativ leicht beantworten, denn diese sind ausschließlich für den temporären Einsatz als „therapeutischer Zahnersatz" (Langzeitprovisorium) geeignet und in allen Belangen den im Labor polymerisierten Materialien überlegen[28,29]. Dies betrifft vor allem die Punkte Abrasionsstabilität und Verfärbung. Hier ist diese Werkstoffklasse ein fester Bestandteil in dem Behandlungsprotokoll der Autoren des vorliegenden Beitrags[4,10,14].

Schwieriger wird die Einschätzung der anderen Materialklassen, da sie sich laut Hersteller für den dauerhaften Einsatz eignen und damit in direkter Konkurrenz zu gut dokumentierten sowie klinisch sehr erfolgreichen zahnfarbenen Materialien (z. B. Lithiumdisilikat) stehen[12,20,30]. In der Chairside-Verarbeitung bieten sie definitiv den Zeitvorteil der suffizienten Polierbarkeit, denn es kann mit einer überschaubaren Anzahl an Instrumenten eine sehr gute Oberflächenqualität erzielt werden[17]. Hingegen liegt der Goldstandard der Oberflächenoptimierung bei der Anwendung von keramischen Materialien sicher im zusätzlichen Brandprozess. Lithiumdisilikat als Standardmaterial für monolithische Kronen benötigt obligatorisch den Ofenprozess zum Erreichen der erforderlichen Festigkeit und Zahnfarbe.

Jedoch neigen kunststoffbasierte Werkstoffe auch bei optimierter Oberfläche verglichen mit keramischen Materialien schneller zur Akkumulation von Plaque[9]. Weiterhin zeigen sie weniger Abrasionsstabilität und mehr Verfärbungen als keramische Materialien, was theoretisch ihren Einsatz als dauerhaftes Restaurationsmaterial deutlich einschränkt[28,29]. Allerdings könnte man sich die fehlende Abrasionsstabilität auch zunutze machen, wenn man die Abrasion bewusst auf eine (mit Hochleistungspolymeren versorgte) Kieferhälfte beschränken möchte: wenn z. B. bei der Wiederherstellung der Vertikaldimension nur ein Kiefer rekonstruiert und bewusst die natürliche Zahnhartsubstanz im Gegenkiefer geschont werden soll. Dies sind jedoch nur theoretische Gedankenspiele. Leider fehlen klinische Daten, die uns helfen könnten, die Indikationen dieser Hybridwerkstoffe genauer zu definieren. Mit Ausnahme einer Studie über Einlagefüllungen, die bereits vor 10 Jahren erschien[11] und mit dem Vorgängermaterial der Verbundkeramik (s. o.) durchgeführt wurde, gibt es derzeit keine publizierten klinischen Untersuchungen. Und solange keine wissenschaftlichen Leitlinien zu diesen Materialien veröffentlicht werden, gelten sie als experimentell. Dies ist vor allem bei der Patientenaufklärung im Sinne des Patientenrechtegesetzes zu bedenken und zu dokumentieren. Denn für die Indikationen Einlagefüllung, Teilkrone, Einzelzahnkrone und dreigliedrige Brücke gibt es in wissenschaftlichen Leitlinien klinische Empfehlungen bezüglich der einzusetzenden zahnfarbenen Materialien[20]. Eine interessante Überlegung zeigte eine Untersuchung von *Magne* et al.[19],

die einen Dämpfungseffekt auf dentalen Implantaten beschrieben, wenn ein kunststoffbasiertes Material als Suprakonstruktion eingesetzt wird. Allerdings handelt es sich hierbei um reine Laboruntersuchungen, die klinisch noch nicht verifiziert sind.

Zuletzt soll noch die klinische Befestigung dieser Materialien angesprochen werden, denn fast alle Hersteller schreiben ein adhäsives Protokoll für die Befestigung vor (vgl. Abb. 5 bis 8). Das kann auf der Restaurationsseite durch entsprechende Haftvermittler dargestellt werden, jedoch muss die klinische Situation auch die adhäsive Befestigung an der Zahnhartsubstanz erlauben. Dies wird in einigen Fällen ebenfalls die Praktikabilität einschränken.

Fazit

Nach Einschätzung der Autoren des vorliegenden Beitrags stellen kunststoffbasierte Hybridmaterialien eine sehr spannende Entwicklung dar, aber es sind noch klinische Untersuchungen und eine klare Positionierung der Fachgesellschaften erforderlich, um ihre Indikationen zu finden und Vorteile gegenüber den etablierten Werkstoffen klar herauszuarbeiten.

Literatur

1. Awad D, Stawarczyk B, Liebermann A, Ilie N. Translucency of esthetic dental restorative CAD/CAM materials and composite resins with respect to thickness and surface roughness. J Prosthet Dent 2015;113:534-540.
2. Baldissara P, Llukacej A, Ciocca L, Valandro FL, Scotti R. Translucency of zirconia copings made with different CAD/CAM systems. J Prosthet Dent 2010;104:6-12.
3. Beuer F, Edelhoff D, Gernet W, Sorensen JA. Three-year clinical prospective evaluation of zirconia-based posterior fixed dental prostheses (FDPs). Clin Oral Investig 2009; 13:445-451.
4. Beuer F, Schweiger J, Edelhoff D, Sorensen JA. Reconstruction of esthetics with a digital approach. Int J Periodontics Restorative Dent 2011;31:185-193.
5. Beuer F, Schweiger J, Eichberger M, Kappert HF, Gernet W, Edelhoff D. High-strength CAD/CAM-fabricated veneering material sintered to zirconia copings – a new fabrication mode for all-ceramic restorations. Dent Mater 2009;25:121-128.
6. Beuer F, Stawarczyk B, Schweiger J, Güth JF, Tholey M, Kirsten A. Konsensuskonferenz Hochleistungspolymere. Dental Dialogue 2012;13(Spec Iss):1-8.
7. Beuer F, Stimmelmayr M, Gernet W, Edelhoff D, Guh JF, Naumann M. Prospective study of zirconia-based restorations: 3-year clinical results. Quintessence Int 2010;41: 631-637.
8. Bohlsen F, Kern M. Clinical outcome of glass-fiber-reinforced crowns and fixed partial dentures: a three-year retrospective study. Quintessence Int 2003;34:493-496.
9. Busscher HJ, Rinastiti M, Siswomihardjo W, van der Mei HC. Biofilm formation on dental restorative and implant materials. J Dent Res 2010;89:657-665.
10. Edelhoff D, Beuer F, Schweiger J, Brix O, Stimmelmayr M, Güth JF. CAD/CAM-generated high-density polymer restorations for the pretreatment of complex cases: a case report. Quintessence Int 2012;43: 457-467.
11. Fasbinder DJ, Dennison JB, Heys DR, Lampe K. The clinical performance of CAD/CAM-generated composite inlays. J Am Dent Assoc 2005;136:1714-1723.
12. Guess PC, Selz CF, Steinhart YN, Stampf S, Strub JR. Prospective clinical split-mouth study of pressed and CAD/CAM all-ceramic partial-coverage restorations: 7-year results. Int J Prosthodont 2013;26:21-25.
13. Guess PC, Strub JR, Steinhart N, Wolkewitz M, Stappert CF. All-ceramic partial coverage restorations – midterm results of a 5-year prospective clinical splitmouth study. J Dent 2009;37:627-637.
14. Güth JF, Almeida e Silva JS, Ramberger M, Beuer F, Edelhoff D. Treatment concept with CAD/CAM-fabricated high-density polymer temporary restorations. J Esthet Restor Dent 2012;24:310-318.
15. He LH, Purton D, Swain M. A novel polymer infiltrated ceramic for dental simulation. J Mater Sci Mater Med 2011;22:1639-1643.
16. He LH, Swain M. A novel polymer infiltrated ceramic dental material. Dent Mater 2011; 27:527-534.
17. Kern M, Beuer F, Frankenberger R, Kunzelmann KH et al. Vollkeramik auf einen Blick. 6. Aufl. Ettlingen: Arbeitsgemeinschaft für Keramik in der Zahnheilkunde e. V., 2015.
18. Lehmann F, Spiegl K, Eickemeyer G, Rammelsberg P. Adhesively luted, metal-free composite crowns after five years. J Adhes Dent 2009;11:493-498.
19. Magne P, Silva M, Oderich E, Boff LL, Enciso R. Damping behavior of implant-supported restorations. Clin Oral Implants Res 2013;24:143-148.
20. Meyer G, Ahsbahs S, Kern M. S3-Leitlinie Vollkeramische Kronen und Brücken. Dtsch Zahnärztl Z 2015;70:123-132.
21. Ohlmann B, Dreyhaupt J, Schmitter M, Gabbert O, Hassel A, Rammelsberg P. Clinical performance of posterior metal-free polymer crowns with and without fiber reinforcement: one-year results of a randomised clinical trial. J Dent 2006;34: 757-762.
22. Ohlmann B, Uekermann J, Dreyhaupt J, Schmitter M, Mussotter K, Rammelsberg P. Clinical wear of posterior metal-free polymer crowns. One-year results from a randomized clinical trial. J Dent 2007;35:246-252.
23. Pjetursson BE, Sailer I, Makarov NA, Zwahlen M, Thoma DS. All-ceramic or metal-ceramic tooth-supported fixed dental prostheses (FDPs)? A systematic review of the survival and complication rates. Part II: Multiple-unit FDPs. Dent Mater 2015;31: 624-639.
24. Rammelsberg P, Spiegl K, Eickemeyer G, Schmitter M. Clinical performance of metal-free polymer crowns after 3 years in service. J Dent 2005;33:517-523.
25. Reiss B. Clinical results of Cerec inlays in a dental practice over a period of 18 years. Int J Comput Dent 2006;9:11-22.
26. Rinke S, Lange K, Roediger M, Gersdorff N. Risk factors for technical and biological complications with zirconia single crowns. Clin Oral Investig 2015 Feb 7 [Epub ahead of print].
27. Sailer I, Makarov NA, Thoma DS, Zwahlen M, Pjetursson BE. All-ceramic or metal-ceramic tooth-supported fixed dental prostheses (FDPs)? A systematic review of the survival and complication rates. Part I: Single crowns (SCs). Dent Mater 2015;31:603-623.

28. Stawarczyk B, Özcan M, Trottmann A, Schmutz F, Roos M, Hämmerle C. Two-body wear rate of CAD/CAM resin blocks and their enamel antagonists. J Prosthet Dent 2013;109:325-332.
29. Stawarczyk B, Sener B, Trottmann A, Roos M, Özcan M, Hämmerle CH. Discoloration of manually fabricated resins and industrially fabricated CAD/CAM blocks versus glass-ceramic: effect of storage media, duration, and subsequent polishing. Dent Mater J 2012;31:377-383.
30. Toman M, Toksavul S. Clinical evaluation of 121 lithium disilicate all-ceramic crowns up to 9 years. Quintessence Int 2015;46:189-197.