

Aus der Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik
der Ludwig-Maximilians-Universität München

Direktor: Prof. Dr. med. dent. Daniel Edelhoff

Werkstoffkundliche Untersuchungen CAD/CAM-
gefertigter Restaurationsmaterialien zur Entwicklung
zukunftsweisender prothetischer Behandlungskonzepte

Habilitation

an der Medizinischen Fakultät der Ludwig-Maximilians-Universität zu
München

vorgelegt von

Dr. med. dent. Anja Liebermann, MSc

aus Tettwang

2018

Inhaltsverzeichnis

1	Einleitung der Habilitationsschrift	4
2	Zusammenfassung der Originalarbeiten	6
3	Diskussion	18
4	Eigene Publikationen	24
4.1	Werkstoffwissenschaftliche Untersuchungen: Optische und mechanische Eigenschaften von CAD/CAM-Werkstoffen	24
4.1.1	Originalarbeit: 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. (IF: 2,095)	24
4.1.2	Originalarbeit: Stawarczyk B, Liebermann A, Eichberger M, Güth JF. Evaluation of mechanical and optical behavior of current esthetic dental restorative CAD/CAM composites. J Mech Behav Biomed Mater 2015;55:1-11. (IF: 3,110)	26
4.1.3	Originalarbeit: Liebermann A, Wimmer T, Schmidlin PR, Scherer H, Löffler P, Roos M, Stawarczyk B. Physicomechanical characterization of polyetheretherketone and current esthetic dental CAD/CAM polymers after aging in different storage media. J Prosthet Dent 2016;115:321-328. (IF: 2,095)	28
4.1.4	Originalarbeit: Rafael CF, Güth JF, Kauling AEC, Cesar PF, Volpato CAM, Liebermann A. Impact of background on color, transmittance, and fluorescence of leucite based ceramics. Dent Mater J 2017;36:394-401. (IF: 1,073)	29
4.1.5	Originalarbeit: Rafael CF, Cesar PF, Fredel M, Magini RS, Liebermann A, Maziero Volpato CA. Impact of laboratory treatment with coloring and fluorescent liquids on the optical properties of zirconia before and after accelerated aging. J Prosthet Dent 2018;120:276-281. (IF: 2,095)	30
4.1.6	Originalarbeit: Liebermann A, Rafael CF, Colle Kauling AE, Edelhoff D, Ueda K, Seiffert A, Maziero Volpato CA, Güth JF. Transmittance of visible and blue light through zirconia. Dent Mater J 2018 Jul 12. doi: 10.4012/dmj.2016-287. [Epub ahead of print] (IF: 1,073)	32

4.1.7	Originalarbeit: Liebermann A, Spintzyk S, Reymus M, Schweizer E, Stawarczyk B. Nine prophylactic polishing pastes: Impact on discoloration, gloss, and surface properties of a CAD/CAM resin composite. Accepted in Clin Oral Investig 2018. doi: 10.1007/s00784-018-2440-z. [Epub ahead of print] (IF: 2,308)	33
4.2	Werkstoffwissenschaftliche Untersuchungen: Optische und mechanische Eigenschaften von Befestigungsmaterialien	35
4.2.1	Originalarbeit: Liebermann A, Roos M, Stawarczyk B. Effect of different storage media on color stability of self-adhesive composite resin cements up to 1 year. Materials 2017;10:E300. (IF: 2,654)	35
4.2.2	Originalarbeit: Liebermann A, Ilie N, Roos M, Stawarczyk B. Effect of storage medium and aging duration on mechanical properties of self-adhesive resin-based cements. J Appl Biomater Funct Mater 2017;15:e206-e214. (IF: 1,069)	37
4.3	Werkstoffwissenschaftliche Untersuchungen: Befestigung von CAD/CAM-Werkstoffen	38
4.3.1	Originalarbeit: Liebermann A, Keul C, Bähr N, Edelhoff D, Eichberger M, Roos M, Stawarczyk B. Impact of plasma treatment of PMMA-based CAD/CAM blanks on surface properties as well as on adhesion to self-adhesive resin composite cements. Dent Mater 2013;29:935-944. (IF: 4,070)	38
4.3.2	Originalarbeit: Keul C, Liebermann A, Roos M, Uhrenbacher J, Stawarczyk B. The effect of ceramic primer on shear bond strength of resin composite cement to zirconia: a function of water storage and thermal cycling. J Am Dent Assoc 2013;144:1261-1271. (IF: 2,150)	40
4.3.3	Originalarbeit: Keul C, Müller-Hahl M, Eichberger M, Liebermann A, Roos M, Edelhoff D, Stawarczyk B. Impact of different adhesives on work of adhesion between CAD/CAM polymers and resin composite cements. J Dent 2014;42:1105-1114. (IF: 2,590)	42
4.3.4	Originalarbeit: Keul C, Liebermann A, Schmidlin PR, Roos M, Sener B, Stawarczyk B Influence of PEEK surface modification on surface properties and bond strength to veneering resin composites. J Adhes Dent 2014;16:383-392. (IF: 2,008)	44

4.3.5	Originalarbeit: Liebermann A, Detzer J, Stawarczyk B. Impact of recently developed universal adhesives on tensile bond strength to CAD/CAM ceramics. Accepted in Oper Dent. (IF: 2,390)	46
4.4	Zukunftsweisende prothetische Behandlungskonzepte und Untersuchung der mundgesundheitsbezogenen Lebensqualität bei Gesamtrehabilitationen	47
4.4.1	Originalarbeit: Saeidi Pour R, Edelhoff D, Prandtner O, Liebermann A. Rehabilitation of a patient with amelogenesis imperfecta using porcelain veneers and CAD/CAM polymer restorations: A clinical report. Quintessence Int 2015;46:843-852. (IF: 0,995)	47
4.4.2	Originalarbeit: Edelhoff D, Prandtner O, Saeidi Pour R, Wichelhaus A, Liebermann A. Systematic development of esthetics and function in a young patient with maxillary dental aplasia. J Esthet Restor Dent 2017;29:247-255. (IF: 1,273)	48
4.4.3	Originalarbeit: Liebermann A, Rafael CF, Edelhoff D, Ramberger M, Schweiger J, Volpato, CAM, Saeidi Pour R. Oral features and computerized rehabilitation of a young patient with CHARGE syndrome using minimally invasive long-interim CAD/CAM restorations. J Prosthet Dent 2017;117:453-458. (IF: 2,095)	49
4.4.4	Originalarbeit: Liebermann A, Edelhoff D, Güth JF, Erdelt K, Grünwald E. Oral-health-related impact profile in full-mouth restored patients with two different tooth-colored restoration materials. Clin Oral Investig 2018; doi: 10.1007/s00784-018-2580-1. [Epub ahead of print] (IF: 2,308)	50
5	Literaturübersicht	52
6	Danksagung	80

1 Einleitung der Habilitationsschrift

Aufgrund des vermehrten Wunsches vieler Patienten nach einem zahnfarbenen und möglichst natürlich wirkenden prothetischen Zahnersatz sowie der großen Fortschritte im Bereich der digitalen Technologien und Restaurationsmaterialien, hat sich in den vergangenen Jahren eine rasante Entwicklung innerhalb der dentalen Welt vollzogen. Durch die Fortschritte im Bereich der digitalen Planung und Fertigung mittels Computer Aided Design/Computer Aided Manufacturing (CAD/CAM) wurde es möglich, für Restaurationen verschiedenste Materialien zu nutzen, die der analogen Fertigungstechnik nicht zugänglich sind. Zusätzlich zu sich stetig weiterentwickelten keramischen Materialien (z. B. Zirkonoxid) werden seit einiger Zeit polymerbasierte Werkstoffe hergestellt, die in optischen und insbesondere mechanischen Eigenschaften den konventionell hergestellten Kunststoffmaterialien überlegen sind. Mit der computergestützten Fertigungstechnik ist das Fräsen bzw. Schleifen von Restaurationen aus einem Materialblock oder einer Materialrunde möglich. Die Rohlinge sind unter standardisierten industriellen Bedingungen, z. B. bei gleichbleibenden Druck- und Temperaturverhältnissen, hergestellt. Diese industrielle Fabrikation verbessert die Materialqualität, bezogen auf die optischen und mechanischen Eigenschaften. Die zahnfarbenen Restaurationsmaterialien, insbesondere polymerbasierte CAD/CAM-Werkstoffe [z. B. PMMA (Polymethylmethacrylat), PAEK (Polyaryletherketon), Komposite] oder Hybridmaterialien (z. B. kunststoffinfiltrierte Keramikgerüste) weisen eine hervorragende Kantenstabilität auf und ermöglichen dadurch u. a. die Fertigung von Zahnersatz mit dünn auslaufenden Restaurationsrändern.

Allerdings ergibt sich durch die industrielle Herstellung der CAD/CAM-Werkstoffe hinsichtlich der intraoralen adhäsiven Befestigung oft eine Problematik, insbesondere beim Verbund polymerbasierter CAD/CAM-Werkstoffe an die Zahnhartsubstanz. Da sich die Materialien in einem auspolymerisierten Zustand befinden, sind die für das Verkleben erforderlichen Bindungsstellen reduziert. Die chemische Haftung ist somit deutlich erschwert. Zudem stellt die adhäsive Befestigung von Restaurationen aus CAD/CAM-Werkstoffen aufgrund der Vielzahl an unterschiedlichen Restaurations- und Befestigungsmaterialien eine Herausforderung dar. Viele dieser Materialien führen nur bei einem selektiven Einsatz in bestimmten Kombinationen zu gleich guten Haftwerten und folglich zum gleichen Langzeiterfolg. Bei fehlerhafter Handhabung oder beim Verwenden nicht kompatibler Produkte kann es – insbesondere bei der techniksensitiven adhäsiven Befestigung – durch Reduktion bzw. Nichtzustandekommen des Haftverbundes zu unerwünschten Misserfolgen kommen.

Darüber hinaus gibt es verschiedene Ansätze für eine geeignete Vorbehandlung der Restaurationsoberflächen und Zahnhartsubstanz, die den Haftverbund verbessern und die Behandlungsschritte während der Befestigung für den Anwender erleichtern sollen. Ein

fundiertes Wissen über die Befestigungsmöglichkeiten der verschiedenen CAD/CAM-Materialien ist daher für den klinischen Langzeiterfolg einer Restauration entscheidend.

Die genannten Vorteile bezüglich der Materialqualität von zahnfarbenen CAD/CAM-Restaurationen unterstützen die im Fokus stehende minimalinvasive restaurative Therapie, da der Verlust an natürlicher Zahnhartsubstanz durch eine defekt- und bedarfsorientierte Präparation reduziert werden kann. Aufgrund des vermehrten Erhalts der Zahnhartsubstanz weisen die prothetisch versorgten Zähne eine erhöhte Überlebenswahrscheinlichkeit auf. Einerseits gewährleistet die erhöhte Präsenz des Zahnschmelzes eine dauerhaftere adhäsive Anbindung. Andererseits können postoperative Komplikationen, wie z. B. Pulpitiden und Hypersensibilitäten der Pfeilerzähne, deutlich gesenkt werden. Die Fortschritte in der Adhäsivtechnik unterstützen diese modernen Behandlungskonzepte, da selbst Restaurationen mit minimalen Schichtstärken durch die adhäsive Befestigung eine Art Stabilisierung erfahren. Einige moderne Therapieoptionen, bei denen zahnfarbene Restaurationen als langzeitprovisorische Versorgungen eingesetzt werden, können sogar ohne die Präparation natürlicher Zahnhartsubstanz umgesetzt werden; sogenannte „Non-Prep“-Restaurationen.

Diese Habilitationsschrift umfasst im Folgenden zahlreiche Untersuchungen zu den optischen und den mechanischen Eigenschaften zahnfarbener CAD/CAM-Werkstoffe. Der Fokus der Ausarbeitung liegt auf der Langzeitstabilität, der adhäsiven Befestigung und dem Einfluss auf die mundgesundheitsbezogene Lebensqualität der prothetisch versorgten Patienten. Anhand ausgewählter komplexer Behandlungsfälle werden unterschiedliche minimalinvasive prothetische Behandlungskonzepte und die Vorteile der modernen CAD/CAM-Werkstoffe dargestellt und bewertet.

2 Zusammenfassung der Originalarbeiten

Werkstoffwissenschaftliche Untersuchungen: Optische und mechanische Eigenschaften von CAD/CAM-Werkstoffen

Durch die steigenden Ansprüche der Patienten hin zu hochästhetischem Zahnersatz stehen die optischen Eigenschaften zahnfarbener CAD/CAM-Werkstoffe im besonderen Interesse werkstoffwissenschaftlicher Untersuchungen. Da ein kaum zu überblickendes Spektrum an verschiedenen Materialien (CAD/CAM-Keramiken, CAD/CAM-Hybridmaterialien, polymerbasierte CAD/CAM-Werkstoffe) auf dem dentalen Markt erhältlich ist, gewinnen spezifische Kenntnisse über die optischen und mechanischen Eigenschaften für optimale klinische Ergebnisse zunehmend an Bedeutung. Für das ästhetische Erscheinungsbild dentaler Restaurationen spielen unter anderem die optische Eigenschaft der Transluzenz – Lichtdurchlässigkeit der zahnfarbenen Materialien – und die Fluoreszenz eine entscheidende Rolle [81, 95, 239, 279, 526]. Ermittelt werden können diese Parameter mithilfe eines computerunterstützten Spektrophotometers oder Fluoreszenzmessgerätes. Je mehr sich das Restaurationsmaterial in seiner Lichttransmission, im Brechungsindex und im Fluoreszenzgrad dem lichtoptischen Verhalten der natürlichen Zahnstrukturen annähert, desto ästhetischer erscheint die Restauration unter klinischen Bedingungen im umgebenden intraoralen Umfeld [81, 95, 239, 526]. Der zahnfarbene Zahnersatz kann sich hervorragend der intraoralen Umgebung anpassen und erzielt eine natürlich wirkende rot-weiße Ästhetik. Beim Vergleich der Transluzenzwerte von verschiedenen monolithischen Restaurationen aus polymerbasierten CAD/CAM-Werkstoffen und direkten Füllungskunststoffen konnte ein signifikanter Unterschied zwischen den untersuchten Materialien festgestellt werden. Die Transluzenz wurde dabei entscheidend von der Materialschichtstärke und der Oberflächenrauigkeit beeinflusst. Mit steigender Rauigkeit und Schichtstärke der Restauration sank der Transluzenzgrad bei allen untersuchten Materialien. Die Ergebnisse verdeutlichen die Wichtigkeit einer optimalen Politur und einer geeigneten Schichtstärke der Restaurationen. Diese Aspekte können das ästhetische Ergebnis essentiell beeinträchtigen [4.1.1 Originalarbeit].

Zusätzlich zu den optischen Eigenschaften haben die mechanischen Eigenschaften eines CAD/CAM-Materials eine große Bedeutung für den Langzeiterfolg einer Restauration. Gerade im Prämolaren- und Molarenbereich müssen Restaurationen großen Kaubelastungen oder gar massiven Druck- und Scherbelastungen (z. B. bei nächtlichem Bruxismus) standhalten. Unter den zahnfarbenen Materialien zeigen Keramiken meist höhere Festigkeiten und geringere Abrasionserscheinungen im Vergleich zu polymerbasierten Werkstoffen, auch wenn diese mittels CAD/CAM-Technologie gefertigt wurden [4.1.2 Originalarbeit, 449]. Seit längerer Zeit werden zudem Hybridmaterialien auf dem dentalen Markt angeboten. Diese lassen vermuten,

dass sie mit den optischen und mechanischen Eigenschaften zwischen den beiden Hauptgruppen Keramik und polymerbasierten CAD/CAM-Werkstoffen liegen könnten. Hier ist der Vergleich zwischen den CAD/CAM-Keramiken, CAD/CAM-Hybridmaterialien und den polymerbasierten CAD/CAM-Werkstoffen von großem Interesse. Die Untersuchung dieser CAD/CAM-Materialien zeigte gute Biegefestigkeiten bei den polymerbasierten Werkstoffen, die zwar unter dem Wert der Lithiumdisilikat-Keramik lagen, jedoch über den Werten des Hybridmaterials und der leuzitverstärkten Glaskeramik. Darüber hinaus konnte im Vergleich zu CAD/CAM-Keramiken ein geringerer Verschleiß an den natürlichen Antagonisten und eine gute Transluzenz festgestellt werden. Im Gegensatz hierzu wiesen CAD/CAM-Keramiken den geringsten Verschleiß am Material selbst und die geringsten Verfärbungsraten auf [4.1.2 Originalarbeit]. Dies lässt eine gute Langlebigkeit im intraoralen Milieu erwarten. Der Wunsch nach einer Kombination von positiven mechanischen Eigenschaften und einer hohen Biokompatibilität führte in der Werkstoffkunde zur Entwicklung neuartiger Werkstoffe, die ergänzend zu dem bereits verfügbaren Spektrum an Keramiken eingesetzt werden könnten.

Seit einiger Zeit ist der neu entwickelte Werkstoff PEEK als Untergruppe der polymerbasierten CAD/CAM-Werkstoffe auf dem dentalen Markt verfügbar. Dieser Werkstoff zeichnet sich durch hervorragende mechanische Eigenschaften und eine optimale Biokompatibilität aus, zeigt jedoch Nachteile in den optischen Eigenschaften [264, 439, 441, 473]. Bei der Untersuchung dieses Werkstoffes zeigte sich kein Einfluss der verschiedenen Lagerungsmedien auf die Oberflächenrauigkeit und die Wasseraufnahme im Vergleich zu weiteren polymerbasierten CAD/CAM-Werkstoffen, dem CAD/CAM-Hybridmaterial und dem konventionellen provisorischen Kunststoff. Insbesondere eine Wasseraufnahme bei Lagerung in Flüssigkeiten kann allgemein die mechanischen Eigenschaften von polymerbasierten Materialien negativ beeinflussen [288, 333, 334]. Die Wasseraufnahme stieg mit zunehmender Lagerungszeit, wobei PEEK die geringste und das provisorische Kunststoffmaterial die höchste Löslichkeit und Wasseraufnahme aufwies. Jedoch spielen hier neben den verschiedenen Materialeigenschaften vor allem die industrielle Fertigung und die daraus resultierende hervorragende Materialqualität eine große Rolle. Generell zeigten sich für das untersuchte PEEK-Material vergleichbare Härteparameter wie bei den anderen getesteten PMMA-basierten Materialien [4.1.3 Originalarbeit], was eine in bestimmten Indikationsbereichen erwünschte dämpfende Eigenschaft erwarten lässt. Es sind jedoch noch weitere Untersuchungen im Hinblick auf PEEK nötig, um evidenzbasierte Aussagen über den Werkstoff treffen zu können. Vor allem die optischen Eigenschaften – beige-opake Farbe und geringe Transluzenz – scheinen zurzeit entscheidende Nachteile darzustellen. Um das optische Erscheinungsbild besonders in ästhetischen Bereichen zu verbessern, ist eine Verblendung der Restauration erforderlich. Auf den Verbund von PEEK zu den korrespondierenden Verblendkunststoffen wird in einem folgenden Abschnitt eingegangen.

In Bezug auf die hochästhetischen Keramiken war das Interesse an der weiteren Verbesserung der lichteoptischen Eigenschaften groß. Neben den stetigen Entwicklungen innerhalb dieser Werkstoffklasse sind spezifische Kenntnisse seitens des Anwenders über die Einflüsse auf die späteren ästhetischen Ergebnisse entscheidend. Bei einem höheren Transluzenzgrad der Materialien für zahnfarbene Restaurationen liegt es auf der Hand, dass bei geringeren Restaura-tions-Schichtstärken eine etwaige Färbung des Zahnstumpfes eine größere Bedeutung einnehmen wird [5, 274, 347, 453, 460, 498, 505]. Eine Untersuchung der Farbänderung, des Fluoreszenzgrades und des Transluzenzgrades einer Leuzitkeramik mit einem unterschiedlich eingefärbten polymerbasierten CAD/CAM-Material (A1/A2/A3/A3,5/B1/BL/C2/D2), das den Zahnstumpf simulierte, bestätigte diese These. Bei den eingefärbten Zahnstumpfsimulationen wurden alle drei untersuchten optischen Parameter signifikant beeinflusst. Es zeigte sich auch, dass ein simulierter Zahnstumpf mit dunklerer Färbung (A3,5/C2), wie es beispielsweise oft im klinischen Alltag bei endodontisch versorgten Zähnen der Fall sein kann, das Ergebnis am stärksten beeinflusste. Dementsprechend sollte die Farbe des Zahnstumpfes auch bei der Auswahl des geeigneten Restaurationsmaterials eine große Rolle spielen [4.1.4 Originalarbeit]. Bei stark verfärbten Zahnstümpfen könnte ein opakeres Restaurationsmaterial (geringere Transluzenz) herangezogen oder eine größere Schichtstärke angestrebt werden. Zudem könnte ein opakes Gerüstmaterial wie z. B. ein klassisches Zirkonoxid ausgewählt werden, das anschließend verblendet wird, um die gewünschte Transluzenz im Bereich des Zahnschmelzes wiederzugeben. Auch durch die Farbe des Befestigungsmaterials sind geringfügige Korrekturen insbesondere im marginalen Bereich zu erreichen [94, 220, 357, 427, 505]. Aktuell existiert jedoch nur eine unzureichende wissenschaftliche Datenlage zu diesem Thema, um fundierte Aussagen treffen zu können.

Innerhalb der Gruppe der Keramiken kam es zu großen Weiter- und Neuentwicklungen. Das Material Zirkonoxid wird mittlerweile in mehreren Generationen angeboten. Diese unterscheiden sich aufgrund verschiedener industrieller Herstellungswege und Zusammensetzungen vor allem in den optischen und mechanischen Eigenschaften. Die Zirkonoxidgerüste der ersten Generation weisen eine für Dentalkeramiken enorm hohe Festigkeit von zirka 1.200 MPa auf und werden aufgrund ihrer opaken Farbe nahezu ausschließlich als Gerüstwerkstoff verwendet. Anschließend erfolgt meist eine Verblendung mit transluzenteren Silikatkeramiken [122, 374, 385, 404, 409, 501]. Auch bei diesen Gerüsten beeinflusst die Einfärbung des Zirkonoxids das ästhetische Ergebnis der oberflächlichen keramischen Verblendung. Das Einfärben der Gerüste kann auf verschiedenen Wegen erfolgen: Einerseits können die Materialien in verschiedenen Färbungen der Vita-Farbskala vom Hersteller voreingefärbt erworben werden. Andererseits gibt es die Möglichkeit, das Zirkonoxidgerüst im Weißzustand – vor dem Sintern – in Farbe- oder Fluoreszenzlösungen zu tauchen, um so die Gerüste farblich anzupassen. Bisher gibt es kaum Untersuchungen, die

sich mit den Auswirkungen dieser Einfärbungen beschäftigen [263, 421, 426]. Es konnte jedoch in einer der Untersuchungen festgestellt werden, dass es zu deutlichen Farbveränderungen und Fluoreszenzerhöhungen der Zirkonoxidgerüste kommt, wenn sie mit einem der beiden oder auch mit beiden Lösungen zusammen vorbehandelt werden. Dabei beeinflusste auch die künstliche Alterung die Farbgebung – insbesondere die Farbe sowie in geringerem Maße den Fluoreszenzgrad [4.1.5 Originalarbeit].

Vergleiche zwischen den verschiedenen keramischen Werkstoffen sind in der Literatur vielfach zu finden. Insbesondere Glaskeramiken zeigen sehr gute optische Eigenschaften [41, 95, 201, 239, 279, 369]. Beim Vergleich von unterschiedlichen Zirkonoxidmaterialien und einer Lithiumdisilikat-Glaskeramik in verschiedenen Schichtstärken zeigte die Glaskeramik sowohl im sichtbaren als auch im, für das menschliche Auge nicht erfassbaren Blaulicht-Spektrum, wie erwartet deutlich höhere Transluzenzwerte als alle getesteten Zirkonoxidmaterialien. Innerhalb der Gruppe der Zirkonoxidmaterialien konnten jedoch bei gleichen Prüfkörperschichtstärken deutliche Unterschiede der Lichttransmissionswerte festgestellt werden. Diese waren zudem innerhalb eines Materials von der Schichtstärke abhängig. Je dünner das Zirkonoxidmaterial war, desto höhere Transluzenzwerte wurden ermittelt. Die gewonnenen Kenntnisse über das Verhalten dieser Materialien im sichtbaren und Blaulicht-Bereich können die Auswahl des geeigneten Restaurationsmaterials für den Kliniker und den Zahntechniker vereinfachen [4.1.6 Originalarbeit].

Zusätzlich zu den Keramikmaterialien konnte das Spektrum der Restaurationsmöglichkeiten, insbesondere durch die intraorale Anwendung von polymerbasierten CAD/CAM-Werkstoffen, erheblich erweitert werden. Verwendet werden diese Werkstoffe meist für Langzeitprovisorien, die über einen längeren Zeitraum in der Mundhöhle verbleiben und folglich länger andauernden Kaubelastungen sowie regelmäßigen Prophylaxemaßnahmen standhalten müssen. Bisher gibt es nur wenige Untersuchungen, die sich mit dem Materialverhalten im Hinblick auf die Politur bei Prophylaxemaßnahmen beschäftigen [192, 193, 299, 342, 362, 400]. Innerhalb der Gruppe von Prophylaxepasten steht eine große Auswahl an Produkten zur Verfügung. Es kann davon ausgegangen werden, dass die verschiedenen Materialien einen unterschiedlich großen Einfluss auf die Oberflächeneigenschaften und die Reduktionseigenschaft bei auftretenden Verfärbungen zeigen. Prophylaxepasten werden normalerweise als Ein-Schritt- oder Mehr-Schritt-System mit unterschiedlichen Korngrößen angeboten, die in absteigender Reihenfolge – je nach Verfärbungsgrad – verwendet werden sollten. Die Abrasivität der beinhalteten Politurkörper und damit der Prophylaxepaste wird mittels RDA-Wert - **R**elative **D**entine **A**brasion- angegeben. In einer Untersuchung wurde der Einfluss von neun verschiedenen Prophylaxeprotokollen mit insgesamt 22 verschiedenen Pasten auf die Oberflächeneigenschaften (Rauigkeitswerte, freie Oberflächenenergie,

Oberflächenglanz) sowie die Verfärbungsreduktion nach 14-tägiger Lagerung der Prüfkörper in Rotwein auf einen polymerbasierten CAD/CAM-Werkstoff geprüft. Es zeigten sich unterschiedlich hohe Einflüsse auf das Material. Nur bei der Verfärbungsreduktion war kein Einfluss des verwendeten Prophylaxeprotokolls und somit der Polierpasten erkennbar. Generell verbessert eine Politur mit Prophylaxepasten die Oberflächeneigenschaften, jedoch sollten die Protokolle gewissenhaft eingehalten werden. Der Kliniker sollte bedenken, dass nicht jede Polierpaste bzw. jedes Prophylaxeprotokoll zur gleichen Oberflächenqualität führt und feinkörnige Polierpasten zu bevorzugen sind. Insbesondere bei geringgradigen Verfärbungen sollten keine groben verwendet werden, sondern den feinkörnigen Pasten mit geringeren RDA-Werten der Vorzug gegeben werden. Die abschließende Politur muss stets mit der feinsten Polierpaste erfolgen [4.1.7 Originalarbeit].

Werkstoffwissenschaftliche Untersuchungen: Optische und mechanische Eigenschaften von Befestigungsmaterialien

Neben den optischen und mechanischen Eigenschaften der zahnfarbenen Restaurationsmaterialien auf Langlebigkeit und Ästhetik ist die Art der Befestigung essentiell für das Ergebnis. Die Befestigungsmaterialien sollten das ästhetische Erscheinungsbild durch eine möglichst geringe Verfärbungsneigung und die Option verschiedener Einfärbungen unterstützen. Zahnfarbene Restaurationen werden in der Praxis oft mit selbstadhäsiven Befestigungskompositen eingegliedert. Diese stellen eine einfache, schnelle sowie wenig techniksensitive Alternative zu konventionellen Befestigungskompositen (meist Mehrschrittsysteme) dar. Selbstadhäsive Befestigungskomposite enthalten im Gegensatz zu konventionellen Befestigungskompositen Dimethacrylate mit phosphorsäure-modifizierten Gruppen. Diese bewirken eine geringfügige Demineralisation der Zahnstumpfoberfläche und können auf diese Weise ohne zusätzliche Adhäsivsysteme verwendet werden. Es muss jedoch festgehalten werden, dass die Haftfestigkeitswerte dieser Befestigungsgruppe unter denen der konventionellen Befestigungskomposite liegen [1, 106, 198, 528]. Dies gilt vor allem für die Anbindung an den Zahnschmelz. Bei einer Untersuchung zur Farbstabilität wurden verschiedene auf dem Markt erhältliche selbstadhäsive Befestigungskomposite über den Zeitraum von zwölf Monaten in unterschiedlichen färbenden Nahrungsmedien gealtert. Zwischen den getesteten Materialien zeigten sich deutliche Unterschiede in der Verfärbungsneigung. Diese beruhen vermutlich auf den unterschiedlichen Materialzusammensetzungen bezogen auf die Kunststoffmatrix und den Füllkörpergehalt. Zudem stiegen die Verfärbungsraten während des gesamten Zeitraums der Alterung an und konnten mit einer anschließenden Politur – aufgrund der aufgetretenen intrinsischen Einlagerungen von Farbstoffmolekülen – nicht vollständig entfernt werden. Jedoch ist als

Limitation der Studie anzumerken, dass im Mund kein Restaurationsrand einem dauerhaften Kontakt mit färbenden Nahrungsmedien ausgesetzt ist. Die färbenden Medien werden durch Getränke, weitere Nahrungsbestandteile und den menschlichen Speichel schnell verdünnt und geschluckt, wodurch die intraoralen Verfärbungsraten klinisch deutlich geringer ausfallen dürften. Dennoch sollten die in der Untersuchung gewonnenen Ergebnisse berücksichtigt werden. Insbesondere bei der adhäsiven Befestigung von Restaurationen aus zahnfarbenen Werkstoffen im ästhetisch sichtbaren Bereich sollten Befestigungsmaterialien gewählt werden, die eine geringe Verfärbungsneigung aufweisen. In der vorliegenden In-vitro-Untersuchung war dies beispielsweise SoloCem - Coltène/Wahledent. Bei auftretenden Verfärbungen sollten sie zudem einer sofortigen Politur des Restaurationsrandes unterzogen werden [4.2.1 Originalarbeit]. Basierend auf diesen In-vitro-Untersuchungen wären weitere klinische Studien wünschenswert, um die dargestellten Ergebnisse In-vivo zu verifizieren. Da eine Hauptursache für die Neuanfertigung von Restaurationen ein insuffizienter marginaler Rand ist, sollten die Befestigungsmaterialien zusätzlich zu den optischen auch gute mechanische Eigenschaften, wie eine ausreichende Härte, aufweisen [164]. Als Prüfparameter eignet sich bei dentalen Materialien, neben der Vickershärte beispielsweise die Testung der Martenshärte sehr gut. Hierbei werden nicht nur die plastischen, sondern auch die elastischen Eigenschaften des Materials überprüft. In einer Untersuchung zeigte sich, dass sich die getestete Martenshärte und der Eindringmodulus bei allen Befestigungsmaterialien unterschied und mit zunehmender Alterung/Lagerung abnahm. Demzufolge kann die Randqualität einer Restauration mit zunehmender Tragedauer durch die Abnahme der mechanischen Eigenschaften beeinflusst werden. Die Erkenntnisse über abnehmende mechanische Eigenschaften nach künstlicher Alterung sollten den Praktiker anhalten, regelmäßige visuelle und taktile Kontrollen (z. B. mit der Häkchensonde) der Restaurationsränder vorzunehmen, um insuffiziente Ränder frühzeitig zu detektieren [4.2.2 Originalarbeit].

Werkstoffwissenschaftliche Untersuchungen: Befestigung von CAD/CAM-Werkstoffen

Die dargelegten Aspekte zeigen, dass die Langlebigkeit einer Restauration – abgesehen von den Eigenschaften des Restaurationsmaterials, besonders von der korrekten und stabilen Befestigung im Mund abhängt [164]. Durch den hochpolymerisierten Zustand der polymerbasierten CAD/CAM-Werkstoffe, z. B. PMMA-basierte Materialien, ist gerade bei diesen Werkstoffen die langlebige Befestigung erschwert, da die notwendigen Bindungsstellen reduziert sind [438]. Für einen dauerhaften Verbund sollten polymerbasierte CAD/CAM-Werkstoffe möglichst adhäsiv befestigt werden. Die mechanische Vorbehandlung der Polymeroberfläche umfasst ein sanftes Abstrahlen mittels Aluminiumoxid- oder Korundpartikeln bei geringem Strahldruck (< 1 bar) und eine anschließende chemische

Vorbehandlung mit einem Silan und Methacrylat (MMA)-haltigen Adhäsivsystem [42, 311, 438]. Zusätzlich zu den bereits bewährten Methoden werden immer wieder neue Ansätze getestet, um die Haftkraft zu diesen Materialien und somit den Langzeitverbund zu verbessern. Bei einer Untersuchung dieser Materialien wurden die Oberfläche mit einem Plasmastrahl (Argon-Kaltplasma) vorbehandelt/bestraht und aktiviert sowie anschließend mit verschiedenen Adhäsivsystemen in Kombination mit selbstadhäsiven Befestigungskompositen verklebt. Das Plasmagas war dabei nur kurzzeitig auf der Oberfläche aktiv. Durch die Plasmabehandlung konnte zwar die Oberflächenenergie signifikant erhöht werden, jedoch zeigte sich keine Erhöhung der Oberflächenrauigkeit und der Haftkraft des PMMA-basierten CAD/CAM-Materials zu den selbstadhäsiven Befestigungskompositen [4.3.1 Originalarbeit]. Da eine Plasmavorbehandlung für den praktisch arbeitenden Zahnarzt nur schwierig anwendbar ist und die Vorbehandlung auch nur die Benetzbarkeit erhöhte, spielt dieses Vorgehen im Alltag eher eine untergeordnete Rolle. Hier muss vermehrt Augenmerk insbesondere auf die Überprüfung weiterer chemischer Vorbehandlungsmethoden mit verschiedenen Adhäsivsystemen gelegt werden.

Zirkonoxidrestaurationen können aufgrund der hohen Festigkeit je nach klinischer Indikation entweder konventionell zementiert oder adhäsiv mit Befestigungskompositen eingegliedert werden. Bei der adhäsiven Befestigung wird durch die Kombination aus mechanischen und chemischen Vorbehandlungsmethoden ein guter chemischer Verbund erzielt. Wird auf eine mechanische (tribochemische) Vorbehandlung durch Silikatisierung der Zirkonoxidoberfläche verzichtet, kann dieser Verbund nur mit Materialien erzeugt werden, die Phosphorsäure-modifizierte Gruppen enthalten. Ein viel verwendetes Monomer zur chemischen Vorbehandlung stellt das 10-Methacryloxydecyldihydrogenphosphat (MDP) oder mit Phosphatgruppen-modifizierte Dimethacrylate dar. Bei einer Untersuchung zur chemischen Vorbehandlung der Innenflächen von Zirkonoxidkronen mit Phosphorsäure-modifizierten Adhäsivsystemen vor der Befestigung mit selbstadhäsiven Befestigungskompositen wurde ein überwiegend positiver Effekt auf die Scherhaftfestigkeit festgestellt. Die Adhäsivsysteme wie zum Beispiel RelyX Ceramic Primer in Kombination mit dem Befestigungskomposit RelyX Unicem erzielten gute Resultate und sind zur praktischen Anwendung empfehlenswert. Sie sollten für die chemische Vorbehandlung zur Erzielung einer besseren Haftung herangezogen werden [4.3.2 Originalarbeit].

Zusätzlich zu den positiven Effekten der mechanischen und chemischen Vorbehandlung von Zirkonoxid zeigt sich auch bei den polymerbasierten CAD/CAM-Werkstoffen eine Verbesserung der Haftkraft, wenn die Oberfläche mit spezifischen Methylmethacrylat (MMA)-haltigen Adhäsivsystemen – nach initialer mechanischer Vorbehandlung durch sanftes Abstrahlen mit Korund (Strahlendruck: ≤ 1 bar, Partikelgröße $< 50 \mu\text{m}$) – chemisch vorbehandelt

worden ist. Der Einsatz der beschriebenen Vorbehandlungsmethoden auf der Restorationsinnenfläche sollte im klinischen Alltag Anwendung finden [4.3.3 Originalarbeit].

Der bereits erwähnte polymerbasierte CAD/CAM-Werkstoff PEEK findet in der Zahnmedizin und Zahntechnik immer häufiger Anwendung. PEEK wird beispielsweise als Gerüstmaterial für Modellgussprothesen, als Sekundärgerüst für Teleskopprothesen oder für Brücken und Einzelzahnersatz verwendet. Der bisherige Nachteil liegt allerdings in der opaken Färbung des Materials bei festsitzenden Restaurationen, die eine Verblendung, insbesondere im sichtbaren Bereich, erforderlich macht [439, 446]. Hier liegt das Problem in einem optimalen Verbund der beiden Werkstoffe – Gerüstmaterial und Verblendwerkstoff. In einer Untersuchung wurden verschiedene Oberflächenparameter und die Verbundfestigkeit von PEEK zu Verblendkunststoffen nach einer mechanischen Vorbehandlung durch Abstrahlen mit Korund, chemischer Vorbehandlung mittel Piranhasäure und der Kombination aus beiden Vorbehandlungen überprüft. Hierbei zeigten die mechanische Vorbehandlung durch reines Abstrahlen und die Kombinationsvorbehandlung (mechanisch/chemisch) die besten Ergebnisse. Da jedoch der Umgang mit Piranhasäure in der täglichen Praxis als sehr gefährlich eingestuft werden muss, ist das Vorgehen nicht zu empfehlen. Allerdings zeigte auch das reine Abstrahlen der PEEK-Oberfläche vor dem Verblenden gute Resultate und wird daher empfohlen [4.3.4 Originalarbeit]. Bei der mechanischen Vorbehandlung ist jedoch zu beachten, dass für PEEK, im Gegensatz zu den PMMA- oder kompositbasierten CAD/CAM-Materialien, ein erhöhter Abstrahlruck von 2-3 bar nötig ist [451].

Bei näherem Blick auf die Befestigung und Verbundmechanismen von Keramiken zeigen sich deutliche Unterschiede in den Empfehlungen in Abhängigkeit von den Materialien. Zirkonoxidrestaurationen können sowohl traditionell zementiert als auch adhäsiv verklebt werden. Die empfohlenen Vorbehandlungsschritte sind bereits in einem oberen Abschnitt erläutert worden. In der Werkstoffklasse der Silikatkeramiken spielt die Festigkeit der Glaskeramik eine wichtige Rolle. Eine Empfehlung der Arbeitsgemeinschaft für Keramik in der Zahnheilkunde e.V. sieht bei Glaskeramiken mit einer Festigkeit unter 350 MPa eine adhäsive Befestigung vor. Bei Keramiken mit höheren Festigkeiten wie z. B. Lithiumdisilikat- oder Zirkonoxid-Keramiken können gemäß dieser Empfehlung die Restaurationen, aufgrund der höheren Festigkeitswerte auch traditionell zementiert werden. Bei diesen Angaben sollte jedoch festgehalten werden, dass keine ausreichende Evidenz vorliegt. Die Angaben sollen vielmehr dem Praktiker die Entscheidungsfindung bei der Auswahl des Befestigungsmodus erleichtern.

Durch die große Produktpalette an adhäsiven Befestigungssystemen und deren Kombinationsmöglichkeiten fällt dem behandelnden Zahnarzt die Auswahl oft schwer. Es muss festgehalten werden, dass es insbesondere bei der Kombination von Materialien

verschiedener Hersteller zu unerwünschten Reaktionen durch eventuell nicht abgestimmte Systeme/Inhaltsstoffe kommen kann. Hierdurch können die Haftkräfte stark beeinträchtigt werden. Daher finden sich häufig Empfehlungen, die adhäsiven Befestigungssysteme eines Herstellers zu verwenden, die innerhalb des Systems aufeinander abgestimmt sind. Mit dem rasanten Fortschritt und den ständigen Neu- und Weiterentwicklung im Bereich der Adhäsivsysteme versuchen die Hersteller Produkte zu entwickeln, die dem Praktiker in der Anwendung Zeit und Kosten sparen sollen und zugleich eine geringere Techniksensitivität aufweisen. Jedoch steht oft nur unzureichend wissenschaftliche Literatur zur Verfügung, die eine abschließende Bewertung der verschiedenen Systeme zulässt. Seit einigen Jahren sind neuere Generationen von Adhäsivsystemen auf dem Markt, die als Universaladhäsive bezeichnet werden. Diese sollen universell anwendbar sein, was die Kombination der Ätzstrategien, die Haftung an Zahnhartsubstanzen und Restaurationsmaterialien sowie die Kompatibilität mit Befestigungskompositen betrifft. Die Haftung aufseiten der Restaurationen wurde anhand von Zugversuchen bei vier unterschiedlichen Glaskeramiken, die mit Flusssäure angeätzt und mit verschiedenen Universaladhäsiven vorbehandelt wurden, getestet. Eine Ausnahme der Vorbehandlung stellte das Material Monobond Etch&Prime dar, welches die Ätzung mittels Ammoniumpolyfluorid und die Silanisierung aus einer Flasche und in einer Konditionierung vereint. Es konnte festgestellt werden, dass nicht jedes Universaladhäsivsystem zuverlässige Werte bei allen untersuchten Glaskeramiken aufwies und dass der Zahnarzt das Universaladhäsivsystem keramikspezifisch auswählen sollte. In der vorgestellten Studie konnten nur drei Produkte, unter anderem Monobond Etch&Prime, und das Material Monobond Plus mit vorheriger Flusssäureätzung vergleichbar stabile und hohe Haftwerte bei allen Glaskeramiken erreichen. Fazit der wissenschaftlichen Datenlage ist, dass die Adhäsivtechnik eine aufwendige und techniksensitive Befestigungsmethode darstellt, die jedoch bei genauer Auswahl und Kenntnisse der Produkte zu hervorragenden Haftwerten, Langzeitstabilitäten und Überlebensraten der Restaurationen führen kann [4.3.5 Originalarbeit]. Die Ergebnisse solcher werkstoffwissenschaftlicheren Untersuchungen stellen die Basis für einen langfristigen Erfolg in der Praxis bei der prothetischen Behandlung von Patienten dar.

Zukunftsweisende prothetische Behandlungskonzepte und Untersuchung der mundgesundheitsbezogenen Lebensqualität bei Gesamtrehabilitationen

Durch den stetigen Fortschritt im Bereich der Werkstoffkundeforschung können auch innovative Zahnschonende Behandlungskonzepte neu- und weiterentwickelt werden. In der zahnärztlichen Prothetik setzen sich vermehrt die Prinzipien der minimalinvasiven Zahnheilkunde durch. Diese Behandlungskonzepte wurden erst durch die verbesserte Adhäsivtechnik und erhöhte Materialqualitäten von zahnfarbenen

Restaurationsmaterialien möglich. Dabei steht die maximale Schonung der natürlichen Zahnhartsubstanz bei hochästhetischen sowie zugleich mechanisch stabilen Ergebnissen im Vordergrund. Die minimalinvasiven Behandlungsoptionen beinhalten vor allem die Versorgung mit Veneers, Okklusiononlays oder Teil- und Vollkronen mit dünnen Schichtstärken. Diese Indikationen werden allgemein bei einer hohen Zahl von Patienten angewendet und stellen einen großen Vorteil dar, insbesondere für junge Patienten, deren Behandlungen so schonend und schmerzarm wie möglich erfolgen sollten. Vor allem junge Patienten, die aufgrund von genetisch erworbenen Schmelzstörungen (z. B. Amelogenesis Imperfecta), syndromalen Erkrankungen wie dem CHARGE-Syndrom oder genetisch bedingten Aplasien einer frühen ästhetischen und funktionellen Rehabilitation bedürfen, müssen oft umfassend prothetisch versorgt werden. Bei derartig komplexen Fällen werden in gewissem Umfang auch Änderungen der vertikalen Bisslage vorgenommen, die einer längeren Vorbehandlungsphase bedürfen. Hier stellt sich die Frage, ob die Patienten vor der definitiven prothetischen Versorgung mit einer konventionellen transparenten Schiene, einer zahnfarbenen Schiene oder mit festsitzenden langzeitprovisorischen PMMA-Restaurationen versorgt werden. Diese Therapieoptionen ermöglichen es den Patienten, die neue Bisslage auszutesten. Eine Veränderung der Bisslage bedarf in der Regel einem vorherigen Wax-up und dem Testen der angestrebten Situation mittels Mock-up als Leitschiene für den benötigten Platzbedarf. In insgesamt drei Fallberichten wurden verschiedene prothetische Vorbehandlungsmethoden teilweise mit anschließenden definitiven prothetischen Versorgungen vorgestellt. Eine junge Patientin mit Amelogenesis Imperfecta wurde mit einer konventionellen transparenten Schiene versorgt und anschließend mit einer Kombination aus keramischen Veneers im Oberkiefer-Frontzahnbereich und Restaurationen aus einem polymerbasierten CAD/CAM-Material im Seitenzahnggebiet therapiert. Eine mögliche reduzierte Haftkraft infolge des durch die Amelogenesis Imperfecta veränderten Zahnhartsubstanzen führte während des Beobachtungszeitraums in keinem der Fälle zu nennenswerten klinischen Komplikationen. Dies konnte in verschiedenen Untersuchungen und Fallpräsentationen bestätigt werden [114, 177, 237, 321, 417, 518]. Für die Rehabilitation der Patientin wurde nur die natürliche Zahnhartsubstanz reduziert, die aufgrund von Verfärbung und benötigter Schichtstärke entfernt werden musste [4.4.1 Originalarbeit]. Im zweiten Fall musste ein junger Patient mit multiplen Nichtanlagen der permanenten Zähne und damit verbundenen Milchzahnpersistenzen nach kieferorthopädischer Behandlung in enger Zusammenarbeit innerhalb des prothetischen Teams maxillär ästhetisch und funktionell therapiert werden. Dies erfolgte durch eine mehrmonatige Vorbehandlung mit einer zahnfarbenen, vollanatomischen flexiblen Schiene aus Polycarbonat. Diese an der Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik der LMU München entwickelte CAD/CAM-gefertigte Schiene diente als wichtiges Kommunikationsmittel zwischen den Behandlungspartnern und dem Patienten. Hergestellt wurde die Schiene wie

beim zuvor vorgestellten Patientenfall auf Basis der Informationen aus dem vorherigen Wax-up und Mock-up. Mit dem innovativen Schienendesign war es dem Patienten möglich, den Restaurationsentwurf nach ästhetischen und funktionellen Gesichtspunkten während der Vorbehandlungsphase zu prüfen. Für die definitiven Restaurationen wurden minimalinvasive Lithiumdisilikat-Teilkronen, zwei Klebebrücken zum Ersatz der fehlenden seitlichen Schneidezähne und Feldspat-Veneers für die mittleren oberen Schneidezähne hergestellt [4.4.2 Originalarbeit]. Der dritte junge Patient sollte zum Überbrücken bis zu einer möglichen implantatprothetischen Restauration nach abgeschlossenem Wachstum versorgt werden. Es wurde überwiegend ohne die Präparation der Zahnschubstanz agiert („Non-Prep“) und auf Basis der Informationen aus Wax-up und Mock-up CAD/CAM-gefertigte PMMA-Restaurationen als Langzeitprovisorien hergestellt sowie verklebt. Die Besonderheit bestand in einer zusätzlichen digitalen Planung mittels 3D-Gesichtsscans. Mithilfe dreidimensionaler virtueller Darstellung des Patientengesichts war eine digitale Einprobe des Wax-ups (digitales Mock-up) möglich. Zur Sicherheit wurde dieses Wax-up zusätzlich noch als intraorales Mock-up zusammen mit dem Patienten und dessen Familie beurteilt. Bei diesem Patienten steht eine definitive Versorgung noch aus. Die finale prothetische Therapie kann jedoch durch die digital gewonnenen Informationen und gespeicherten Daten später vereinfacht vorgenommen werden [4.4.3 Originalarbeit]. Die Grenzen der digitalen prothetischen Versorgung werden anhand der vorgestellten Patientenfälle im folgenden Gliederungspunkt näher diskutiert.

Bei solchen komplexen Rehabilitationen, die oft mit einer Anhebung der vertikalen Dimension der Okklusion und eines damit verbundenen veränderten ästhetischen Erscheinungsbildes einhergehen, sind die ästhetischen, psychologischen und funktionellen Verbesserungen für die prothetisch versorgten Patienten von besonderem Interesse. Komplexe Rehabilitationen, die aufgrund von genetischen (z. B. Amelogenesis Imperfecta) oder pathologischen Ursachen (z. B. Abrasionen durch Bruxismus oder saure Nahrungsmittel) einer Gesamtversorgung aller Zähne bedürfen, bedeuten für den Patienten immer eine enorme Umstellung und eine Veränderung seiner Lebensqualität. Die Umstellungen hinsichtlich der mundgesundheitsbezogenen Lebensqualität können mit standardisierten Fragebögen ermittelt werden. Derartige Fragebögen stehen für bestimmte prothetische Situationen mit einer unterschiedlichen Anzahl an Fragen zur Verfügung und spiegeln das subjektive Empfinden des Patienten wider [12, 18, 19, 104, 162, 226-229, 286, 431]. Bei einer Untersuchung zur veränderten Lebensqualität nach einer Gesamtrehabilitation im Hinblick auf den Unterschied der minimalinvasiven Versorgungen mit zwei unterschiedlichen Restaurationsmaterialien – polymerbasierter CAD/CAM-Werkstoff und Vollkeramik – konnte unabhängig vom verwendeten Material eine deutliche Verbesserung im ästhetischen Empfinden erzielt werden. Die Patienten gaben bei allen Fragen eine Verbesserung ihrer Lebenssituation an. Dabei gab es bei der Untersuchung 30 Tage nach abgeschlossener

prothetischer Versorgung keine Unterschiede, mit welchem Material restauriert wurde. Diese materialspezifischen Unterschiede könnten jedoch bei einem längeren oder wiederholenden Untersuchungszeitraum stärker zum Vorschein kommen, da aufgrund der genannten Materialqualitäten polymerbasierte CAD/CAM-Werkstoffe zu einer erhöhten Verfärbungs- und Abrasionsbeständigkeit führen als die dentalen Keramiken. Besonders positiv wurden die Reduzierung der chemischen und thermischen Sensibilität (Zahnschmerz) und der funktionellen Probleme bei der Nahrungsaufnahme angesehen [4.4.4 Originalarbeit]. Diese Ergebnisse sind in der wissenschaftlichen Literatur in einer ähnlichen Studie bereits beschrieben worden [253].

3 Diskussion

Durch die Weiterentwicklungen in der CAD/CAM-Fertigung prothetischer Restaurationen haben sich zahntechnische sowie zahnärztliche Arbeitsabläufe in den vergangenen Jahren stark verändert. Dabei zeigt die CAD/CAM-Technik gegenüber der manuellen Herstellung in manchen Bereichen deutliche Vorteile. Dem stehen jedoch auch Limitationen gegenüber, die in den kommenden Jahren verstärkt im Fokus der digitalen Entwicklung sowie der werkstoffkundlichen Forschung stehen werden. CAD/CAM-Materialien weisen, bedingt durch die industrielle Herstellung und damit verbundene Qualitätssicherung von Seiten der Hersteller, nahezu konstante Materialqualitäten und Homogenität auf. Durch die computerunterstützte Konstruktion der Restaurationen auf der Grundlage der digitalisierten Gebissituationen können die Daten der Patientenfälle gespeichert und damit besser dokumentiert und im Reparaturfall bzw. bei nötiger Neuanfertigung wieder schnell und günstig reproduziert werden. Eine Reproduzierbarkeit kann in manchen Fällen allerdings dadurch eingeschränkt werden, dass nach Software-Updates oder neuen Software-Versionen ältere Datensätze eventuell nicht mehr gelesen werden können und folglich nicht mehr für eine Neuanfertigung zur Verfügung stehen. Dies wird zunehmend als ein größeres Problem wahrgenommen. CAD-Daten, die nicht im STL-Standard-Datenformat, sondern in einem firmenspezifischen geschlossenen Format abgespeichert sind, bereiten oft Probleme. Ideal wäre es, wenn man auch die entsprechende Hardware archivieren würde. Eine weitere Herausforderung stellen die Datenmengen dar, die über die Jahre entstehen und gesichert werden müssen. Ein unbekanntes und immer noch ungelöstes Feld ist hier zudem die Rechtslage des Datenschutzgesetzes. Gerade auf diesem Gebiet müssen in Zukunft unbedingt Lösungen gefunden werden.

Bei Gesamtrehabilitationen, die anhand von drei Patientenfällen exemplarisch im letzten Gliederungspunkt präsentiert wurden, können die digitalen Informationen einer erfolgreich klinisch getesteten provisorischen Restauration direkt für die Herstellung der finalen Restauration herangezogen werden. Dies erleichtert und verkürzt die Behandlungszeit und führt zu besser vorhersagbaren Ergebnissen. Darüber hinaus vereinfachen digital eingebundene Komponenten wie z. B. der 3D-Gesichtsscanner in Kombination mit digitalen Bewegungsdaten des Unterkiefers die Behandlung, indem die geplante Restauration – herausnehmbar oder feststehend – bereits vorab virtuell „einprobiert“ werden kann. Etwaige Fehler bei der vertikalen und horizontalen Bisslagebestimmung oder auch der Länge der zentralen Inzisivi des Oberkiefers werden erkannt und können frühzeitig korrigiert werden.

Als ein Nachteil der subtraktiv hergestellten CAD/CAM-Restaurationen haben sich die Einschränkungen durch die vorgegebene Farbgebung der Materialblöcke herausgestellt. Dies ist unabhängig davon, ob ein keramischer oder polymerbasierter Rohling verwendet wird.

Gerade im ästhetischen Frontzahnbereich kann daher eine individuelle Schichtung und/oder Bemalung erforderlich werden. Auch in den bereits vorgestellten Patientenfällen wurden in den anterioren ästhetischen Bereichen teils Kronen aus Lithiumdisilikat-Keramik oder Veneers aus leuzitverstärkter Glaskeramik mit individueller Schichtung angefertigt, um ein zufriedenstellendes ästhetisches Ergebnis gewährleisten zu können.

Trotz der oft im anterioren Bereich eingesetzten Cut-Back-Technik – bei der die Restauration um den vestibulären Schmelzanteil reduziert wird, um Platz für eine individuelle Schichtung zu schaffen – ist die Ästhetik den komplett individuell geschichteten Restaurationen mit Simulation der Dentin- und Schmelzareale unterlegen. Als möglicher Lösungsweg wurden in den vergangenen Jahren sogenannte Multilayer-Rohlinge entwickelt, in denen mehrere verschiedenfarbige Schichten übereinander gelagert sind. Durch diese Farbschichtung soll der Farbverlauf der natürlichen Zähne bei der Restauration imitiert und ein besseres ästhetisches Erscheinungsbild nach dem Schleifprozess gewährleistet werden. Bei natürlichen Zähnen sind die Zahnhalsbereiche oft einen Farbton dunkler als die inzisalen Bereiche. Dies kann bei den monochromatischen Blöcken nur durch Bemalung erzielt werden. Durch diese geringfügigen Individualisierungsmöglichkeiten hat der Zahntechniker bei der Herstellung der Restauration einen größeren Spielraum. Jedoch sind auch hier Weiterentwicklungen wünschenswert, um die Ästhetik und die mechanischen Eigenschaften zu optimieren. Eine Möglichkeit der Verbesserung könnte beispielsweise darin liegen, die Farbgestaltung der Rohlinge nicht nur Schichtenweise zu erzeugen, sondern einen neuartigen 3D-geschichteten Rohling zu entwickeln. Die momentane Positionierung des geschichteten Rohlings beruht auf den Erfahrungswerten des Zahntechnikers. Möglich wäre eine Neuentwicklung einer Farbmessung mit einer automatischen Positionierung des Rohlings in der Software. Dafür wären nicht nur Weiterentwicklungen der Werkstoffe, des Farbverlaufes des Rohlings, sondern auch der digitalen Soft- und Hardware erforderlich.

Bei den untersuchten CAD/CAM-Werkstoffen innerhalb dieser Habilitation wurden deutliche Unterschiede – bezogen auf die mechanischen und optischen Eigenschaften – festgestellt. Bei näherer Betrachtung der mechanischen Eigenschaften zeigte sich, dass polymerbasierte CAD/CAM-Werkstoffe bedingt durch die Herstellung, den vom Zahnarzt oder Zahntechniker ausgehärteten Polymeren deutlich überlegen waren [17, 219, 449, 450]. Hier ist der Behandler bzw. der Zahntechniker vornehmlich für die Materialqualität verantwortlich. Durch eventuelle Fehler in der Handhabung – wie Verunreinigungen des Materials, unzureichende Polymerisation oder Lufteinschlüsse – können die mechanischen Eigenschaften des Polymers negativ beeinflusst werden. Verarbeitungsfehler können auch bei den keramischen Werkstoffen zu Beeinträchtigungen führen. Im Vergleich zu Keramiken zeigen polymerbasierte CAD/CAM-Werkstoffe auf Grund des geringeren Elastizitätsmoduls hohen Kantenstabilität

und können so besser für Restaurationen in geringen Schichtstärken und sehr dünn auslaufenden Rändern gefräst werden [121, 123, 303, 448]. Dies ermöglicht die optimale Umsetzung der minimal-invasiven prothetischen Therapieansätze, indem meist keine Präparation – Non-Präp-Therapie – der natürlichen Zahnhartsubstanz nötig ist [123]. Gerade in der langzeitprovisorischen Phase werden oft polymerbasierte Materialien eingesetzt, denn hierbei sind nur geringe bis keine direkten invasiven Behandlungsschritte notwendig; sofern die adhäsive Befestigung als nicht invasiv betrachtet wird. Bei sehr dünnen Polymerrestaurationen – insbesondere bei der Anwendung als Okklusionsonlays – ist aufgrund einer meist unzureichenden Retention die adhäsive Befestigung für das Erreichen einer ausreichenden Gesamtstabilität notwendig [16, 123, 448, 449]. Die minimale Schichtstärke keramischer CAD/CAM-Restaurationen ist dagegen höher, was bereits bei der Gestaltung der Präparation berücksichtigt werden muss. Dünn auslaufende Ränder würden hier durch die Sprödigkeit keramischer Werkstoffe schnell frakturieren und bedürfen daher meist einer definierten Präparationsgrenze [123]. Die dämpfenden Eigenschaften der polymerbasierten Materialien werden von Patienten – im Gegensatz zu Restaurationen aus keramischen Materialien – als sehr angenehm empfunden [4.4.4 Originalarbeit].

Polymerbasierte CAD/CAM-Werkstoffe bestehen meistens aus einer organischen Kunststoffmatrix mit eingelagerten anorganischen oder organischen Füllkörpern. Die Anzahl, Größe und Beschichtung der Füllkörper wie auch die Zusammensetzung der Matrix sind verantwortlich für Unterschiede in den optischen und mechanischen Eigenschaften. Die Verfärbungsneigung liegt bei Kunststoffen in der Regel höher als bei Keramiken [448]. Auftretende Verfärbungen, die im Extremfall den Austausch einer Restauration nach sich ziehen können, sollten regelmäßig poliert werden. Hierbei sind Kenntnisse zu den verschiedenen intraoral verwendbaren Poliermitteln notwendig, um keine Oberflächenrauigkeiten zu induzieren. Polymerbasierte Materialien können durch die geringere Abrasionsbeständigkeit schneller aufgeraut werden als keramische Werkstoffe [192-194, 331]. Prophylaxepasten mit erhöhter Abrasivität (RDA-Wert) können sich allgemein negativ auf den Glanz und die Oberflächenrauigkeit von Polymeren auswirken [46, 195, 196, 299, 327, 342, 362, 400, 492]. Falls keine deutlichen Verfärbungen sichtbar sind, sollten daher nur feinkörnige Pasten verwendet werden. Der Grenzwert der Rauigkeit von 0,2 µm ist in keinem Fall zu überschreiten, da sonst erhöhte Plaqueakkumulation und resultierende Verfärbungen bis hin zu Sekundärkaries entstehen könnten [208, 375]. Werden Politurprotokolle adäquat angewendet, muss es nicht zwangsläufig zu diesen negativen Erscheinungen kommen. Die Oberflächeneigenschaften können sich sogar verbessern [Originalarbeit 4.1.7]. In der Praxis ist dies nicht immer *lege artis* durchführbar, da es auf viele anwenderspezifische Details ankommt. Nicht nur die Korngröße des Politurmittels sondern auch der Anpressdruck, die Dauer und das Politurinstrument selbst spielen eine

entscheidende Rolle [195, 196]. Daher sind die erworbenen In-vitro-Ergebnisse nur eingeschränkt in den klinischen Alltag übertragbar und eine ergänzende klinische Untersuchung wünschenswert. Nachteile klinischer Untersuchungen finden sich in der fehlenden Möglichkeit der Standardisierung und der kaum vernehmbaren Messung von intraoralen Rauigkeiten.

Bei allgemeiner Betrachtung der wissenschaftlichen Ergebnisse der optischen und mechanischen Eigenschaften stellt sich die Frage, ob polymerbasierte CAD/CAM-Materialien und hier insbesondere Komposite als alternatives definitives Restaurationsmaterial zu den Keramiken geeignet sind. Viele positive Eigenschaften – geringen Abrasionsraten am Antagonisten, Möglichkeit zur Herstellung minimaler Schichtstärken bei minimalinvasiver Therapie, guten mechanischen Eigenschaften – unterstützen dieses Konzept. Manche Materialien innerhalb dieser Werkstoffklasse sind vom Hersteller für definitive Restaurationen freigegeben und werden bereits angewendet. Der Praktiker sollte jedoch bedenken, dass nach wie vor Einschränkungen und Probleme bezüglich möglicher Verfärbungen und einer geringeren Abrasionsbeständigkeiten gegenüber Keramiken bestehen. Da die Verfärbungen stark vom Ernährungsverhalten abhängen und Abrasionserscheinungen bei Patienten, die starke Kaukräfte aufwiesen oder nächtlichen Bruxismus angeben, sehr groß sind, sollte der Einsatz der CAD/CAM-Komposite mit Bedacht erfolgen [278, 448]. Ein fundiertes Wissen über die werkstoffkundlichen Eigenschaften ist eine Grundvoraussetzung. Klinische Langzeitstudien sind hier entscheidend, da sich materialspezifische Unterschiede zwischen definitiven keramischen oder polymerbasierten CAD/CAM-Kompositen erst nach einer mehrjährigen Tragedauer und Alterung herausstellen könnten.

Ein weiterer Nachteil, der CAD/CAM-polymerbasierter Werkstoffe ist deren Befestigung. Dies ergibt sich aus der Tatsache, dass sich die Materialien bereits in einem hochauspolymerisierten Zustand befinden und die nötigen Bindungsstellen auf der Polymeroberfläche reduziert sind [431]. Wissenschaftliche Untersuchungen empfehlen bei CAD/CAM-Polymeren zur Oberflächenvergrößerung eine mechanische Vorbehandlung (Korundstrahlen) mit geringem Druck (< 1 bar). Beim Werkstoff PEEK sollte hingegen ein erhöhter Strahldruck (2-3 bar) angewandt werden [42, 311, 438, 451]. Darüber hinaus ist die nachfolgende chemische Vorbehandlung mittels eines spezifischen Adhäsivsystems notwendig, um die gewünschten Haftwerte zwischen dem polymerbasierten Restaurationsmaterial und dem adhäsiven Befestigungskomposit zu erzielen. Dabei zeigten sich gute Haftfestigkeiten bei der Anwendung MMA-haltiger Adhäsivsysteme [4.3.3 Originalarbeit, 4.3.4 Originalarbeit]. In den vergangenen Jahren wurden zahlreiche Anstrengungen unternommen die Produkte zur chemischen Vorbehandlung, die früher aus mehreren Fläschchen bestanden, in Ein-Flaschen-Systeme zusammenzuführen. Dies

vereinfacht die Anwendung der Produkte für den Praktiker, ist zeitsparend und reduziert die Techniksensitivität. Es existieren mittlerweile zahlreiche Adhäsivsysteme, die als Ein-Flaschen-Systeme (Universaladhäsive) angeboten werden. Diese können sowohl auf der Zahn- als auch auf der Restaurationsoberfläche eingesetzt werden. Allerdings zeigte sich in In-vitro-Untersuchungen, dass insbesondere bei den zugesetzten Silanen – durch das enthaltene Wasser oder einen niedrigen pH-Wert – Hydrolyseprozesse wie auch Dehydratationsreaktionen ausgelöst werden können. Dies reduziert wiederum die Verbundfestigkeit [296]. Aus diesem Grund wird bei neueren Produkten angestrebt, das Silan in mild-ätzenden wasserfreien Lösungen einzubinden, um Haltbarkeit und Wirkung zu verbessern. Ein anderer Ansatz ist die Rückkehr zu Mehr-Flaschen-Systemen, bei denen die Silane wieder separat in einem Fläschchen gelagert werden. Zudem gibt es innerhalb der breiten Produktpalette von Adhäsivsystemen das Problem der Kompatibilität von Produkten verschiedener Hersteller – insbesondere bei der Anwendung von selbststützenden Adhäsivsystemen in Verbindung mit selbst-/dualhärtenden Befestigungskompositen. Die Problematik liegt in der Protonierung und Neutralisierung der tertiären Amine. Dies kann zu einer unvollständigen Aushärtung der Befestigungskomposite führen. Daher ist es ratsam, die Produkte innerhalb eines Systems bzw. eines Herstellers zu verwenden. Diese sind in der Regel genau aufeinander abgestimmt und erzeugen daher keine unerwünschten Nebenwirkungen. Falls Produkte kombiniert werden sollen, bieten manche Hersteller separate Aktivatoren, Silane oder Kombinationen an – abhängig vom Produkt – um eine vollständige Polymerisation und gute Haftwerte zu gewährleisten. Kritisch ist hierbei die höhere Techniksensitivität, die eigentlich durch die Anwendung von Ein-Flaschen-Systemen reduziert werden sollte. Zudem wird in der Literatur teils von der Reduktion der Verbundfestigkeit beim Verwenden solcher Produkte berichtet [4.3.5 Originalarbeit, 180, 323, 380].

Zusätzlich zur subtraktiven Fertigung durch die Anwendung der CAD/CAM-Technologie, steht seit einiger Zeit vor allem die additive Fertigung innerhalb des dentalen Bereichs stark im Fokus der Aufmerksamkeit. Im Rahmen der additiven Fertigungsverfahren (Rapid Prototyping), häufig vereinfacht mit dem Begriff „3D-Druck“ belegt, werden in der Zahnheilkunde insbesondere die Stereolithografie (SLA), das Maskenbelichtungsverfahren (DLP), die Lasersinter-technologie (SLS, SLM, etc.) und das Polyjet-Verfahren angewendet. Bei dieser Unterteilung wird schnell klar, dass die Verfahren vielseitig sind und Einzug in mehreren Anwendungsbereichen gehalten haben. Für die additiven Techniken bestehen zum Teil auch überzogene Erwartungen, bei denen oft noch nicht ganz klar ist, ob diese erfüllt werden können. Für einige Indikationsbereiche (z. B. Herstellen von Modellen, Mock-ups, Zahnersatz aus Kobalt-Chrom-Legierungen, individuelle Löffel, chirurgische Bohrschablonen) werden die additiven Fertigungstechniken bereits vielfach angewendet. Um zu beurteilen, ob die Investition in die additive Technologie sinnvoll ist, sollte der Praktiker eine individuelle

Kostenkalkulation vornehmen. Die Anwendung des 3D-Drucks für den definitiven Zahnersatz (z. B. aus Keramik) ist bisher noch in den Anfängen. Hier werden nach wie vor die subtraktiven (Fräsen oder Schleifen) oder manuelle (Sintern oder Pressen) Techniken herangezogen. Die Biokompatibilität von additiv hergestellten polymerbasierten Provisorien oder Aufbisschienen ist noch nicht ausreichend geklärt. Aktuell gibt es in der wissenschaftlichen Literatur nur eine unzureichende Anzahl an Untersuchungen zur Biokompatibilität, Elution von Restmonomeren, sowie zur Langzeitstabilität eines 3D-gedruckten Zahnersatzes. Jedoch sind die Weiterentwicklungen und das Forschungsinteresse groß.

Besondere Aufmerksamkeit sollte zukünftig auf den Bereich „Multimaterial-3D-Druck“ gelegt werden. Durch die Verwendung unterschiedlicher Materialien in einem Bauprozess werden neuartige Konstruktionsmöglichkeiten erschlossen, die in dieser Weise bisher nicht realisierbar waren. Dabei erstreckt sich das Materialspektrum mittlerweile von den Kunststoffen bis zu den Metallen. So ist es beispielsweise möglich, Zähne in ihrer individuellen Schichtung mittels 3D-Druck exakt zu kopieren und so ein identisches Abbild der Natur zu erhalten [53, 259, 308, 411, 412]. Interessant erscheint dieser Ansatz nicht nur für die Herstellung von Zahnersatz sondern insbesondere auch für die Anwendung in der Ausbildung und Lehre [178].

Der 3D-Druck besitzt ein hohes Entwicklungspotenzial. Es bleibt es spannend, ob und wann definitiver Zahnersatz material- und zeitsparend, in ausreichender Biokompatibilität sowie in optimalen mechanischen und optischen Eigenschaften additiv gefertigt werden kann. Die additive Herstellungstechnik hat sich im Bereich der definitiven Restaurationen bislang nur für die Verarbeitung von Nichtedelmetall in der Teilprothetik bewährt.

4 Eigene Publikationen

Im folgenden Abschnitt werden 18 Originalarbeiten mit übersetzten Zusammenfassungen und den dazugehörigen Publikationen vorgestellt.

4.1 Werkstoffwissenschaftliche Untersuchungen: Optische und mechanische Eigenschaften von CAD/CAM-Werkstoffen

4.1.1 Originalarbeit: 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. (IF: 2,095)

Zusammenfassung

Ziel: Ziel dieser Studie war es, die Transluzenz restaurativer CAD/CAM-Materialien und Kunststoffmaterialien für die direkte Anwendung hinsichtlich ihrer Schichtstärke und Oberflächenrauigkeit zu untersuchen.

Material und Methode: Insgesamt wurden 240 scheibenförmige Prüfkörper (12×14×1 mm und 12×14×2 mm) aus zwei unterschiedlichen CAD/CAM-Glaskeramiken (CELTRA Duo, IPS e.max CAD, IPS Empress CAD), einer Feldspatkeramik (VITA Mark II), einer Hybridkeramik (VITA Enamic), einem CAD/CAM-Komposit (LAVA Ultimate), einem experimentellen CAD/CAM-Komposit (CAD/CAM-Nanohybridkomposit), zwei provisorischen Kunststoffen (Telio CAD; VITA CAD-Temp) und drei direkten Kompositen (Tetric EvoCeram; Filtek Supreme XTE; Tetric EvoCeram Bulk Fill) hergestellt (n=10). Nach drei unterschiedlichen Vorbehandlungen der Prüfkörperoberfläche (poliert, aufgeraut mittels SiC P1200 oder SiC P500) wurden die Transluzenz und Oberflächenrauigkeit mittels Spektrophotometrie und taktiler Profilometrie gemessen. Der Einfluss des jeweiligen Materialtyps, der Schichtstärke und der Rauigkeit auf die absolute Transluzenz wurde mittels multivariater Analyse und einfaktorieller Varianzanalyse mit Tukey HSD post-hoc Test analysiert. Die Korrelation zwischen den gemessenen Parametern wurde mittels Pearson-Korrelationskoeffizienten bestimmt ($\alpha < 0,05$).

Ergebnisse: Es wurde ein signifikanter Einfluss der getesteten Parameter innerhalb der Materialien beobachtet ($p < 0,05$). Den größten Einfluss auf die Transluzenz zeigte die Prüfkörperschichtstärke (partielles Eta-Quadrat $\eta^2 = 0,988$), dicht gefolgt vom Material (0,982) und der Vorbehandlungsmethode (0,835). Die Oberflächenrauigkeit wurde stark durch die Vorbehandlungsmethode (0,975) und der Art des Materials (0,941) beeinflusst.

Schlussfolgerung: Die Schichtstärke und Rauigkeit der Prüfkörperoberfläche sind wesentliche Faktoren, welche die Transluzenz von adhäsiv befestigtem Zahnersatz beeinflussen.

Quelle Originalarbeit:

<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/?term=Translucency+of+esthetic+dental+restorative+CAD%2FCAM+materials+and+composite+resins+with+respect+to+thickness+and+surface+roughness>

4.1.2 Originalarbeit: Stawarczyk B, Liebermann A, Eichberger M, Güth JF. Evaluation of mechanical and optical behavior of current esthetic dental restorative CAD/CAM composites. J Mech Behav Biomed Mater 2015;55:1-11. (IF: 3,110)

Zusammenfassung

Ziel: Das Ziel dieser Untersuchung war die Bestimmung der mechanischen und optischen Eigenschaften von verschiedenen CAD/CAM-Kunststoffen (LAVA Ultimate, Cerasmart, Shofu Block und zwei experimentelle CAD/CAM Kunststoffe), einem Hybridmaterial (VITA Enamic), einer leuzitbasierten (IPS Empress CAD) und einer lithiumdisilikat-basierten Glaskeramik (IPS e.max CAD).

Material und Methode: Die Drei-Punkt-Biegefestigkeit (FS) wurde gemäß ISO 6872:2008 untersucht (N=240/n=30). Der Zweikörper-Verschleiß (TBW) wurde in einem Kausimulator (1,200,000 Zyklen, 50 N, 51/55°C) mit menschlichen Zähnen als Antagonisten (N=120/n=15) geprüft. Eine quantitative Analyse des Verschleißes wurde mit einem 3D-Scanner und der entsprechenden Software ermittelt. Die Verfärbungsrate (Discoloration rate - DR) nach 14-tägiger Lagerung in Kresse-Lösung, Curry-Lösung, Rotwein und destilliertem Wasser (N=384/n=12) sowie die Lichttransmission (T) (N=384/n=48) der CAD/CAM-Materialien wurden mit einem Spektrophotometer (400–700 nm Wellenlänge) gemessen. Die Daten wurden mittels ein- und zweifaktorieller Varianzanalyse mit post-hoc Scheffé-Test, dem Kruskal-Wallis- Test und linear gemischten Modellen analysiert ($\alpha < 0,05$).

Ergebnisse: IPS e.max CAD lieferte die höchste FS ($p < 0,001$), gefolgt von LAVA Ultimate; allerdings zeigten sich keine Unterschiede zu den weiteren getesteten CAD/CAM-Kunststoffen (mit Ausnahme von Shofu Block). Die niedrigste FS wurde bei VITA Enamic und IPS Empress CAD ($p < 0,001$) evaluiert. IPS Empress CAD, VITA Enamic, experimenteller CAD/CAM-Kunststoff 2, gefolgt von IPS e.max CAD zeigte einen geringeren Materialverschleiß als die übrigen CAD/CAM-Materialien ($p < 0,001$). Der höchste Antagonisten-Verschleiß wurde sowohl für die getesteten Glaskeramiken als auch das Hybridmaterialien beobachtet ($p < 0,001$). Das Lagerungsmedium (Rotwein > Curry-Lösung > Kresse-Lösung > destilliertes Wasser) zeigte den höchsten Einfluss auf die DR ($p < 0,001$), dicht gefolgt vom CAD/CAM-Material. Die Glaskeramiken zeigten eine signifikant niedrigere DR als die getesteten CAD/CAM-Kunststoffe ($p < 0,001$).

Schlussfolgerung: Die CAD/CAM-Kunststoffe verfügen über eine moderate FS, hohe T und antagonistenfrendliches Verhalten. Die Glaskeramik verfügt über die beste DR und geringste TBW in Bezug auf das Material.

Quelle Originalarbeit:

<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/?term=Evaluation+of+mechanical+and+optical+behavior+of+current+esthetic+dental+restorative+CAD%2FCAM+composite>

4.1.3 Originalarbeit: Liebermann A, Wimmer T, Schmidlin PR, Scherer H, Löffler P, Roos M, Stawarczyk B. Physicomechanical characterization of polyetheretherketone and current esthetic dental CAD/CAM polymers after aging in different storage media. J Prosthet Dent 2016;115:321-328. (IF: 2,095)

Zusammenfassung

Ziel: Ziel dieser Untersuchung war es, den Einfluss unterschiedlicher Alterungsprozesse und -zeiten bei verschiedenen CAD/CAM-Kunststoffen in Hinblick auf die Rauigkeit, Löslichkeit, Wasseraufnahme, Martenshärte (HM) und das Eindringmodul (E_{IT}) zu analysieren.

Material und Methode: Es wurden 40 standardisierte Prüfkörper aus den folgenden Materialien hergestellt: (a) PEEK: Dentokeep (DK), (b) Hybridmaterial: VITA Enamic (EN), (c) CAD/CAM-Kunststoffe: LAVA Ultimate (LU) und (d) ein experimenteller CAD/CAM-Kunststoff (EX), (e) polymethylmethacrylat (PMMA)-basiert: VITA CAD-Temp (CT), (f) Telio CAD (TC), (g) artBloc Temp (AT) und (h) ZENOTEC ProFix (ZP). Ein provisorischer Kunststoff, (i) Protemp 4 (CG), diente als Kontrollgruppe. Die Prüfkörper wurden in Natriumchlorid, künstlichem Speichel, physiologischem Speichel und destilliertem Wasser bei 37°C für 1, 7, 14, 28, 90 und 180 Tage gealtert. Die Rauigkeit, Wasseraufnahme, HM und E_{IT} wurden nach jeder Alterungszeit untersucht; die Löslichkeit wurde jedoch nur nach 180 Tagen bestimmt. Die Daten wurden mittels ein-, zwei-, und dreifaktorieller Varianzanalyse und dem post-hoc Scheffé-Test analysiert ($\alpha < 0,05$).

Ergebnisse: Das Lagerungsmedium hatte keinen Einfluss auf die Oberflächenrauigkeit und die Wasseraufnahme. Physiologischer Speichel zeigte den größten Einfluss auf die Löslichkeit, gefolgt von künstlichem Speichel, Natriumchlorid und destilliertem Wasser. Die Wasseraufnahme stieg signifikant mit längerer Lagerungsdauer. PEEK wies die geringste Löslichkeit und die geringste Wasseraufnahme auf. Die höchste Löslichkeit konnte beim konventionellen Kunststoff CG und die höchste Wasseraufnahme beim Kunststoff LU beobachtet werden. PMMA-basiertes TC, ZP, CG und AT präsentierten die geringste HM und E_{IT} , gefolgt von CT und PEEK. Die höchsten Werte konnten für das Hybridmaterial EN, gefolgt von LU und EX beobachtet werden.

Schlussfolgerung: Die Härteparameter von PEEK waren vergleichbar mit denen der PMMA-basierten Materialien.

Quelle Originalarbeit:

<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/?term=Physicomechanical+characterization+of+polyetheretherketone+and+current+esthetic+dental+CAD%2FCAM+polymers+after+aging+in+different+storage+media>

4.1.4 Originalarbeit: Rafael CF, Güth JF, Kauling AEC, Cesar PF, Volpato CAM, Liebermann A. Impact of background on color, transmittance, and fluorescence of leucite based ceramics. Dent Mater J 2017;36:394-401. (IF: 1,073)

Zusammenfassung

Ziel: Diese Untersuchung prüfte den Einfluss unterschiedlich simulierter Zahnstumpffärbungen auf die Veränderung der Farbe (ΔE), der Helligkeit (ΔL), der Chromatizitätskoordinaten a^* und b^* (Δa^* und Δb^*), der Transmission und der Fluoreszenz einer leuzitbasierten CAD/CAM-Keramik.

Material und Methode: Es wurden zehn Prüfkörper aus CAD/CAM-Leuzitkeramik (Empress CAD; Farbe: A2) und acht Prüfkörper aus einem CAD/CAM-Komposit (Lava Ultimate, Farben: A1, A2, A3, A3,5, B1, BL, C2, D2) hergestellt. Die verschiedenen CAD/CAM-Kompositfarben sollten später unterschiedliche Zahnstumpffärbungen simulieren. Jeder Keramikprüfkörper wurde nacheinander mit allen verschiedenfarbigen Kompositprüfkörpern mittels Glyceringel zusammengefügt und die optischen Parameter (ΔE , ΔL^* , Δa^* , Δb^* und die Transmission) im Spektrophotometer gemessen. Nur die Fluoreszenz wurde mit einem Fluoreszenzsystem (Fluoreszenzsystem, Biopdi) ausgewertet. Alle Daten wurden mittels einfaktorieller Varianzanalyse mit Tukey-HSD Post-hoc-Test analysiert ($\alpha < 0,05$).

Ergebnisse: Alle simulierten Zahnstumpffärbungen beeinflussten die optischen Eigenschaften der CAD/CAM-Keramik in Bezug auf die Farbe, die Helligkeit, die Chromatizitätskoordinaten a^* und b^* , die Transmission und die Fluoreszenz signifikant ($p < 0,001$). Zahnstumpffärbungen mit hoher Sättigung (A3,5 und C2) hatten den größten Einfluss auf die optischen Parameter, während Farben mit niedriger Sättigung (BL, B1) einen geringeren Einfluss zeigten.

Schlussfolgerung: Es bestätigte sich, dass unterschiedlich simulierte Zahnstumpffärbungen die optischen Eigenschaften von CAD/CAM-gefertigten Leuzitkeramik-Restorationen beeinflussen.

Quelle Originalarbeit:

<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/?term=Impact+of+background+on+color%2C+transmittance%2C+and+fluorescence+of+leucite+based+ceramics>

4.1.5 Originalarbeit: Rafael CF, Cesar PF, Fredel M, Magini RS, Liebermann A, Maziero Volpato CA. Impact of laboratory treatment with coloring and fluorescent liquids on the optical properties of zirconia before and after accelerated aging. J Prosthet Dent 2018;120:276-281. (IF: 2,095)

Zusammenfassung

Ziel: Ziel dieser In-vitro-Untersuchung war es, die Farbunterschiede und den Fluoreszenzgrad von Zirkonoxid (3Y-TZP) zu bestimmen, welches mit färbenden und fluoreszierenden Flüssigkeiten vorbehandelt und anschließend künstlich gealtert wurde.

Material und Methode: Es wurden 40 scheibenförmige Zirkonoxid-Prüfkörper hergestellt und in Hinblick auf die Laborbehandlung randomisiert aufgeteilt: (a) uneingefärbtes Zirkonoxid (Kontrollgruppe), (b) mit Färbeflüssigkeit vorbehandeltes Zirkonoxid (Gruppe A2), (c) mit Fluoreszenzflüssigkeit vorbehandeltes Zirkonoxid (fluoreszierende Gruppe) und (d) mit beiden Flüssigkeiten vorbehandeltes Zirkonoxid (A2 fluoreszierende Gruppe). Die $L^*a^*b^*$ -Farbkoordinaten wurden vor Alterung (T_0) mittels Spektrophotometer generiert und der Fluoreszenzgrad gemessen. Die Prüfkörper wurden entweder für eine (T_1) oder fünf Stunden (T_2) künstlich gealtert, wobei die Messungen vor und nach jedem Zeitintervall vorgenommen wurden. Farbunterschiede (ΔE_{00}) wurden unter Verwendung der CIEDE2000-Formel berechnet. Alle Daten wurden mittels zwei- und multifaktoriellen Varianzanalysen und dem Tukey-HSD-Test analysiert ($\alpha < 0,05$).

Ergebnisse: Farbunterschiede wurden beobachtet, wenn die 3Y-TZP-Prüfkörper mit Färbelösung ($7,91 \Delta E_{00}$), mit fluoreszierender Flüssigkeit ($5,81 \Delta E_{00}$) und mit beiden Flüssigkeiten ($5,52 \Delta E_{00}$) vorbehandelt wurden. Auch die künstliche Alterung führte allgemein zu Farbunterschieden in der T_2 A2-Gruppe ($6,74 \Delta E_{00}$) und in der Fluoreszenz-Gruppe ($T_1=8,59 \Delta E_{00}$ und $T_2=8,47 \Delta E_{00}$) ($p < 0,001$). In der Fluoreszenz-Gruppe A2 war der Fluoreszenzgrad nicht signifikant beeinflusst ($p > 0,05$). Die Verwendung von fluoreszierender Flüssigkeit beeinflusste den Fluoreszenzgrad in der Fluoreszenz-Gruppe ($T_0=20\%$).

Schlussfolgerung: Unterschiede in der Farbe, der Helligkeit und im Farbton des Zirkonoxids wurden nach Anwendung aller färbenden und fluoreszierenden Flüssigkeiten sowie nach künstlicher Alterung festgestellt. Dies zeigt, dass Zirkonoxidgerüste individuell an die benötigten Grundfarben vor Verblendungen angepasst werden können. Allein der Fluoreszenzgrad konnte nicht von der künstlichen Alterung beeinflusst werden.

Quelle Originalarbeit:

<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/?term=Impact+of+laboratory+treatment+with+coloring+and+fluorescent+liquids+on+the+optical+properties+of+zirconia+before+and+after+accelerated+aging>

4.1.6 Originalarbeit: Liebermann A, Rafael CF, Colle Kauling AE, Edelhoff D, Ueda K, Seiffert A, Maziero Volpato CA, Güth JF. Transmittance of visible and blue light through zirconia. Dent Mater J 2018 Jul 12. doi: 10.4012/dmj.2016-287. [Epub ahead of print] (IF: 1,073)

Zusammenfassung

Ziel: Ziel dieser Untersuchung war der Vergleich der Lichttransmission von sichtbarem Licht (λ : 400-700 nm) und Blaulicht (λ : 360-540 nm) bei CAD/CAM-gefertigten Zirkonoxid (ZiB) und einer Lithiumdisilikat-Keramik (LS2).

Material und Methode: Es wurden insgesamt 120 (n=20) scheibenförmige Prüfkörper aus sechs CAD/CAM-Zirkonoxidmaterialien und einer Lithiumdisilikat-Keramik aus Blöcken geschnitten und beidseitig poliert (P4000): (a) Bruxzir (BX), (b) Cercon (CE), (c) Lava Frame (LF), (d) Lava Plus (LP), (e) Prettau (PT), (f) Zenostar (ZS) und (g) LS2 (EM). Die Prüfkörper jedes Materials wurden in zwei Schichtstärken hergestellt: sowohl in 1 mm und in der erlaubten minimalen Schichtstärke (0,3 - 0,5 mm). Die Lichttransmission wurde mit dem Spektrophotometer gemessen und alle Daten wurden mittels Kolmogorov-Smirnov und Wilkoxon-Test analysiert ($\alpha < 0.05$).

Ergebnisse: Das Material ZS, gefolgt von CE, PT, LP, LF und BX zeigte die niedrigste Lichttransmission sowohl im sichtbaren Licht als auch im Blaulicht-Bereich. Die höchste Lichttransmission wurde bei EM gemessen. Die Transmission im Blaulicht-Bereich war in allen Gruppen niedriger als die im sichtbaren Licht. EM zeigte eine höhere Lichttransmission als alle Zirkonoxidmaterialien. Die Schichtstärke aller Materialien beeinflusste die Lichttransmissionswerte.

Schlussfolgerung: Die Schichtstärken von CAD/CAM-Zirkonoxidmaterialien und Lithiumdisilikat-Keramik sind für die Ästhetik von Restaurationen entscheidend. Zudem zeigen die getesteten Zirkonoxidmaterialien unterschiedliche Lichttransmissionswerte und sind bei diesen den Lithiumdisilikat-Keramiken sowohl im sichtbaren Licht- als auch im Blaulicht-Spektrum in Hinblick auf die optischen Eigenschaften unterlegen.

Quelle Originalarbeit:

<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/29998937>

4.1.7 Originalarbeit: Liebermann A, Spintzyk S, Reymus M, Schweizer E, Stawarczyk B. Nine prophylactic polishing pastes: Impact on discoloration, gloss, and surface properties of a CAD/CAM resin composite. Accepted in Clin Oral Investig 2018. doi: 10.1007/s00784-018-2440-z. [Epub ahead of print] (IF: 2,308)

Zusammenfassung

Ziel: Ziel dieser Untersuchung war es, den Einfluss von neun verschiedenen Prophylaxepasten (PPP) in Hinblick auf die Verfärbungsreduktion und Veränderung der Oberflächeneigenschaften eines CAD/CAM-Komposites nach 14-tägiger Lagerung in Rotwein und manueller Politur zu prüfen.

Material und Methode: Es wurden rechteckige Prüfkörper (N=172) aus dem CAD/CAM-Kunststoff GC Cerasmart (GC Europe) hergestellt und poliert (P4000), um anschließend verschiedene Polierprotokolle mittels 1-4 zusammengehöriger absteigenden PPPs (22 PPPs insgesamt) zu untersuchen: (a) Cleanic/CLE (Kerr), (b) CleanJoy/CLJ (Voco), (c) Clean Polish/Super Polish/SPO (Kerr), (d) Clinpro Prophy Paste/CP (3M), (e) Detartrine/DET (Septodont), (f) Nupro/NUP (Dentsply Sirona), (g) Prophy-Paste CCS/CCS (Directa), (h) Proxyl/PXT (Ivoclar Vivadent) und (i) Zircate/ZIR (Dentsply Sirona). Die Oberflächeneigenschaften (Rauigkeitswerte (RV) - Ra, Rz und Rv, freie Oberflächenenergie - SFE, Oberflächenglanz - G und Verfärbung - ΔE) wurden vor und nach Lagerung und anschließender Politur analysiert und die Daten mittels Kolmogorov-Smirnov-Tests, dreifaktorieller Varianzanalyse mit Tukey-B post-hoc-Test, Mann-Whitney-U- und Kruskal-Wallis-H-Tests untersucht ($\alpha < 0,05$).

Ergebnisse: Innerhalb RV zeigten die Pasten CLE, gefolgt von CCS und CPP die höchsten Werte; niedrigste Werte präsentierte SPO und DET ($p < 0,001$). Bei allen ΔE -Werten wurde kein Einfluss der PPP beobachtet ($p = 0,160$). Niedrigste SFE präsentierte DET, gefolgt von SPO. Die höchsten Werte zeigte CCS, gefolgt von NUP und CPP ($p < 0,001$). Innerhalb von G wurden die niedrigsten Werte für CLE und NUP beobachtet, gefolgt von CCS, ZIP und CLJ ($p < 0,001$); höchste Werte ergab SPO ($p < 0,001$). Das Polieren zeigte im Allgemeinen einen positiven Einfluss auf die SFE-Werte ($p < 0,001$ - $p = 0,007$), außer für die PPPs ZIP ($p = 0,322$) und CLE ($p = 0,083$). Nach der Politur nahm G zu und RV ab ($p < 0,001$), mit der Ausnahme von SPO ohne signifikante Veränderung für G ($p = 0,786$).

Schlussfolgerung: Die Politur mit PPPs verbessert das klinische Ergebnis der Oberflächeneigenschaften prothetischer CAD/CAM-Kunststoffrestaurationen und kann allgemein empfohlen werden. Die Wahl der PPPs spielt eine untergeordnete Rolle bei der Entfernung von Verfärbungen. Mehrstufige Politursysteme sollten gewissenhaft verwendet werden, da nicht jede PPP zur gleichen Oberflächenqualität führt.

Quelle Originalarbeit:

<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/?term=Impact+on+discoloration%2C+gloss%2C+and+surface+properties+of+a+CAD%2FCAM+resin+composite>

4.2 Werkstoffwissenschaftliche Untersuchungen: Optische und mechanische Eigenschaften von Befestigungsmaterialien

4.2.1 Originalarbeit: Liebermann A, Roos M, Stawarczyk B. Effect of different storage media on color stability of self-adhesive composite resin cements up to 1 year. *Materials* 2017;10(3):E300. (IF: 2,654)

Zusammenfassung

Ziel: Ziel dieser Studie war es, die Langzeit-Farbstabilität von selbstadhäsiven Befestigungskompositen (SACRCs) nach einjähriger Lagerung in unterschiedlichen Lagerungsmedien zu analysieren.

Material und Methode: Es wurden 480 scheibenförmige Prüfkörper (Durchmesser: 12 mm, Schichtstärke: 1.0 ± 0.05 mm) hergestellt (n=60 pro SACRC): (a) BeautyCem - BEA, (b) Bifix SE - BIF, (c) Clearfil SA Cement Automix - CLE, (d) RelyX Unicem 2 Automix - RXU, (e) SeT - SET, (f) SmartCem 2 - SMC, (g) SoloCem - SOC und (h) SpeedCEM - SPC. Nach einer Politur wurden die Prüfkörper in (1) Rotwein, (2) Curry-Lösung, (3) Kresse-Lösung und (4) destilliertem Wasser bei 37°C gelagert und nach 7, 28, 90, 180 und 365 Tagen auf Verfärbungsraten (ΔE) sowie Wasseraufnahme (WA) getestet und als Basiswert Prüfkörper ohne Alterung herangezogen. Nach 365 Tagen wurden alle Prüfkörper erneut poliert und einer ΔE -Messung mittels Spektrophotometer unterzogen. Die wurden mit dem Kolmogorov-Smirnov-Test, partiellem Eta-Quadrat (ηP^2) sowie ein- und dreifaktorieller Varianzanalyse mit Tukey-HSD post-hoc Test analysiert ($\alpha < 0,05$).

Ergebnisse: Es konnten signifikante Unterschiede zwischen allen SACRCs für WA ($p \leq 0,003$) festgestellt werden; außer bei RXU und SET und für die ΔE -Werte ($p \leq 0,002$) und außer bei SET und SPC. Die signifikant höchste WA wurden bei SOC gemessen, die niedrigste bei BEA. Alle Lagerungsmedien zeigten signifikante ΔE -Unterschiede sowie eine ΔE -Abnahme nach der Politur ($p < 0,001$). Die höchsten Werte traten bei Rotwein-Lagerung auf, gefolgt von der Lagerung in Curry-Lösung, Kresse-Lösung und destilliertem Wasser. Der geringste ΔE wurde bei CLE gemessen, gefolgt von SOC, BIF, RXU, BEA, SPC, SET, SMC ($p < 0,001$), wobei dieser Wert während der Alterung signifikant anstieg. Die höchste ΔE -Abnahme zeigte BEA. Alle SACRCs wiesen einen WA-/ ΔE -Anstieg während der Alterung auf und die Verfärbungen konnten durch finales Polieren nicht vollständig entfernt werden.

Schlussfolgerung: SACRCs müssen sorgfältig ausgewählt werden, wenn Zahnersatz im sichtbaren ästhetischen Bereich befestigt werden soll. Eine Nachpolitur kann die Randverfärbungen signifikant reduzieren.

Quelle Originalarbeit:

<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/?term=Effect+of+different+storage+media+on+color+stability+of+self-adhesive+composite+resin+cements+up+to+1+year>

4.2.2 Originalarbeit: Liebermann A, Ilie N, Roos M, Stawarczyk B. Effect of storage medium and aging duration on mechanical properties of self-adhesive resin-based cements. J Appl Biomater Funct Mater 2017; 15:e206-e214. (IF: 1,069)

Zusammenfassung

Ziel: Ziel dieser Untersuchung war es, den Einfluss von verschiedenen Lagerungsmedien und Alterungszeiten selbstadhäsiver Befestigungskomposite (SARCs) in Hinblick auf die Martenshärte (HM) und das Eindringmodul (E_{IT}) zu prüfen.

Material und Methode: Es wurden insgesamt 416 scheibenförmige Prüfkörper aus acht SARCs ($n=52$ pro SARC) hergestellt: (a) BeautyCem (BEA), (b) Bifix SE (BIF), (c) Clearfil SA Cement Automix (CLE), (d) RelyX Unicem2 Automix (RXU), (e) SeT (SET), (f) SmartCem 2 (SMC), (g) SoloCem (SOC) und (h) SpeedCEM (SPC). Die Prüfkörper wurden poliert und in folgenden Medien gelagert: (1) physiologischer Speichel, (2) künstlicher Speichel, (3) Natriumchlorid und (4) destilliertes Wasser bei 37 °C für 1, 7, 14, 28, 90 und 180 Tage. Nicht gealterte SARC-Prüfkörper (3 h nach der Lichtpolymerisation) fungierten als Kontrollgruppe. HM und E_{IT} wurden mit einer Universal-Härteprüfmaschine ermittelt. Die Daten wurden mittels Kolmogorov-Smirnov-, Kruskal-Wallis- und gepaarten t-Tests, sowie drei-, zwei- und einfaktorierter Varianzanalyse mit dem Scheffé post-hoc Test analysiert ($\alpha<0,05$).

Ergebnisse: SARC-Materialien zeigten den größten Einfluss auf die HM- und E_{IT} -Werte ($p<0,001$, partielles Eta-Quadrat (η_p^2)=0,753 beziehungsweise 0,433), dicht gefolgt von der Alterungsdauer ($p<0,001$, $\eta_p^2=0,516$ und 0,255) und dem Lagerungsmedium ($p<0,001$, $\eta_p^2=0,043$ und 0,033). Der Interaktionseffekt bei Kombination der drei unabhängigen Parameter war ebenfalls signifikant ($p<0,001$, $\eta_p^2=0,163$ und 0,133). Die initial geringsten HM- und E_{IT} -Werte zeigten sich bei CLE, gefolgt von SET und SPC; die höchste HM konnte bei BIF, gefolgt von RXU und SMC analysiert werden. SET wies eine größere prozentuale HM- und E_{IT} -Abnahme als SOC, SPC, BEA, SMC, RXU oder CLE auf.

Schlussfolgerung: Die Alterungsdauer ist ein entscheidender Faktor, der die mikromechanischen Eigenschaften von SARCs beeinflusst, während das Lagerungsmedium zwar eine signifikante, aber geringere Rolle spielt.

Quelle Originalarbeit:

<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/?term=Effect+of+storage+medium+and+aging+duration+on+mechanical+properties+of+self-adhesive+resin-based+cements>

4.3 Werkstoffwissenschaftliche Untersuchungen: Befestigung von CAD/CAM-Werkstoffen

4.3.1 Originalarbeit: Liebermann A, Keul C, Bähr N, Edelhoff D, Eichberger M, Roos M, Stawarczyk B. Impact of plasma treatment of PMMA-based CAD/CAM blanks on surface properties as well as on adhesion to self-adhesive resin composite cements. Dent Mater 2013;29:935-944. (IF: 4,070)

Zusammenfassung

Ziel: Ziel dieser Untersuchung war es, den Einfluss einer Plasmavorbehandlung von PMMA-basierten CAD/CAM-Kunststoffen in Bezug auf die Oberflächenenergie, die Rauigkeit und die Zugfestigkeit (TBS) zu selbstadhäsiven Befestigungsmaterialien in Kombination mit unterschiedlichen Konditionierungsmethoden zu prüfen.

Material und Methode: Es wurden PMMA-Prüfkörper (10 mm × 10 mm × 2 mm) hergestellt (N=260), poliert und korundgestrahlt (50 µm Al₂O₃, 5s, 0,05 MPa). Zwanzig Prüfkörper wurden für die Oberflächenenergie- und Rauigkeitsmessungen (ohne/mit Plasma n=10 pro Gruppe) ausgewählt. Die restlichen Prüfkörper (n=240) dienten für TSB-Messungen ohne/mit Plasmavorbehandlung nach folgenden Konditionierungsmethoden (n=20 pro Gruppe): (a) ohne Konditionierung, (b) visio.link, (c) VP connect. Zur Befestigung wurden (1) Clearfil SA Cement und (2) RelyX Unicem Automix verwendet. Die Prüfkörper wurden gealtert (24 Stunden, 37 °C Wasser + 5000 Thermolastwechsel, 5 °C/55 °C), die TBS wurde gemessen und die Bruchbilder ausgewertet. Die Daten wurden mittels Mann–Whitney-U- und Kruskal–Wallis-H-Tests, t-Test, Chi²- und Spearman-Korrelations-Test ausgewertet ($\alpha < 0,05$).

Ergebnisse: Die Plasmavorbehandlung von PMMA-Restorationen erhöhte die Oberflächenenergie ($p < 0,001$), hatte aber keinen Einfluss auf die Oberflächenrauigkeit ($p = 0,718$). Gruppen ohne Plasmavorbehandlung zeigten höhere TBS-Werte ($p < 0,001$ bis $p = 0,011$) außer bei den PMMA-Prüfkörpern, die mit VP connect und RelyX Unicem Automix verklebt wurden ($p = 0,03$). Clearfil SA Cement wies höhere TBS im Vergleich zu RelyX Unicem Automix auf, außer bei Gruppen, die mit visio.link vorkonditioniert wurden. Die höchsten TBS wurden, unabhängig vom verwendeten Befestigungsmaterial, bei Gruppen gemessen, die mit visio.link vorbehandelt wurden. Innerhalb Clearfil SA Cement erzielte die Konditionierung mit VP connect vergleichbare TBS in Hinblick auf die visio.link-Gruppe.

Schlussfolgerung: Eine Plasmabehandlung von PMMA-Oberflächen zeigte keinen positiven Einfluss auf die Haftung zu selbstadhäsiven Befestigungsmaterialien.

Quelle Originalarbeit:

<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/?term=Impact+of+plasma+treatment+of+PMMA-based+CAD%2FCAM+blanks+on+surface+properties+as+well+as+on+adhesion+to+self-adhesive+resin+composite+cements>

4.3.2 Originalarbeit: Keul C, Liebermann A, Roos M, Uhrenbacher J, Stawarczyk B. The effect of ceramic primer on shear bond strength of resin composite cement to zirconia: a function of water storage and thermal cycling. J Am Dent Assoc 2013;144:1261-1271. (IF: 2,150)

Zusammenfassung

Ziel: Ziel dieser Untersuchung war es, den Einfluss von Keramikprimern in Kombination mit selbstadhäsiven Befestigungsmaterialien in Bezug auf die Verbundfestigkeit zu Zirkonoxid zu prüfen und diese mit einem konventionellen Befestigungskomposit zu vergleichen.

Material und Methode: Die Zirkonoxidprüfkörper (N=550) wurden in drei Gruppen randomisiert aufgeteilt: in zwei selbstadhäsive Befestigungskomposite (a) RelyX Unicem Aplicap (Gruppe A; n=220) und (b) G-CEM Capsule (Gruppe B; n=220) sowie in das konventionelle Befestigungskomposit Panavia 21 mit Clearfil Porcelain Bond Aktivator und Clearfil SE Bond-Primer (n=110) als Kontrollgruppe (SC). Die selbstadhäsiven Befestigungskomposite wurden jeweils ohne (0) und mit (1) der Applikation von Keramikprimern untersucht. Die Verbundfestigkeit wurde initial (37°C, 3h), nach Wasserlagerung (37°C für 1, 4, 9, 16 oder 25 Tage) oder nach Thermolastwechsel (5 °C/55 °C für 1.500, 6.000, 13.500, 24.000 oder 37.500 Zyklen) gemessen und die Daten mittels Mann-Whitney-, Kruskal-Wallis- und Chi²-Tes ausgewertet ($\alpha < 0,05$).

Ergebnisse: Die Verwendung eines Keramikprimers zeigte keinen negativen Einfluss auf die Verbundfestigkeit. RelyX Unicem Aplicap in Kombination mit Keramikprimern wiesen initial und nach künstlicher Alterung mittels Wasserlagerung oder Thermolastwechsel signifikant höhere Verbundfestigkeiten auf, verglichen mit den Prüfkörpern ohne Vorbehandlung. Die selbstadhäsiven Befestigungskomposite mit einem zusätzlich applizierten Keramikprimer zeigten vergleichbare oder höheren Verbundfestigkeiten als die SC-Kontrollgruppe. Für G-CEM Capsule konnte ein positiver Einfluss des Kermikprimers nach neun und 16 Tagen Wasserlagerung und nach ein bis vier Tagen im Thermolastwechsel festgestellt werden. Es wurden überwiegend adhäsive Bruchbilder beobachtet.

Schlussfolgerung: Keramikprimer in Kombination mit selbstadhäsiven Befestigungsmaterialien zeigten einen positiven Einfluss auf den Verbund und sollte für die Befestigung von Zirkonoxidrestorationen verwendet werden.

Quelle Originalarbeit:

<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/?term=The+effect+of+ceramic+primer+on+shear+bond+strength+of+resin+composite+cement+to+zirconia%3A+a+function+of+water+storage+and+thermal+cycling>

4.3.3 Originalarbeit: Keul C, Müller-Hahl M, Eichberger M, Liebermann A, Roos M, Edelhoff D, Stawarczyk B. Impact of different adhesives on work of adhesion between CAD/CAM polymers and resin composite cements. J Dent 2014;42:1105-1114. (IF: 2,590)

Zusammenfassung

Ziel: Ziel dieser Untersuchung war es, den Einfluss der Vorbehandlung mit verschiedenen Adhäsivsystemen auf die Adhäsionskraft (WA) zwischen CAD/CAM-Kunststoffen und Befestigungskompositen zu prüfen und mit konventionellen Tests (Zugfestigkeit – TBS; Scherhaftfestigkeit – SBS) vorheriger Studien zu vergleichen.

Material und Methode: Die Oberflächenparameter wurden mit Kontaktwinkel-Messungen (2700 Messungen) erfasst und aus diesen Ergebnissen die WA berechnet. Für die Herstellung der Prüfkörper wurden fünf verschiedene CAD/CAM-Kunststoffe verwendet (n=75/Untergruppe): (a) artBloc Temp, (b) Telio CAD, (c) Nanohybrid-Kunststoff CFI-C, (d) exp. CAD/CAM-Kunststoff und (e) LAVA Ultimate. Im Anschluss wurden die zuvor abgestrahlten Prüfkörper mit Adhäsivsystemen vorbehandelt (n=15/Gruppe): 1. Ambarino P60, 2. Monobond Plus/Heliobond, 3. visio.link, 4. VP connect und 5. Kontrollgruppe ohne Vorbehandlung. Die Befestigungskomposite (n=75) wurden gleichmäßig auf einer Glasplatte verteilt (n=15/Gruppe): RelyX ARC (RXA), Variolink II (VAR), Panavia F2.0 (PAN), RelyX Unicem (RXU) und Clearfil SA Cement (CSA). Die Kontaktwinkel-Messungen wurden mit je drei Tropfen destilliertem Wasser und Diiodomethan bestimmt und die Daten mittels Kruskal-Wallis-H-Testes und der Spearman-Rho-Korrelation ausgewertet ($\alpha < 0,05$).

Ergebnisse: Die CAD/CAM-Materialien (b), (a) und (c) zeigten eine höhere WA im Vergleich zu (d) und (e). Monobond Plus/Heliobond und VP connect führten zu einer höheren WA als Ambarino P60, visio.link und die Kontrollgruppe. VAR wies die signifikant geringste WA auf, gefolgt von RXU, RXA, CSA und PAN. Es konnte keine Korrelation zwischen WA und TBS/SBS festgestellt werden, wobei für die polare Komponente der freien Oberflächenenergie der CAD/CAM-Kunststoffe und dem sich ausbreitenden Koeffizienten eine signifikant positive Korrelation zu TBS/SBS festgestellt wurde.

Schlussfolgerung: Die Bestimmung der WA ist keine geeignete Methode, um Schlussfolgerungen über die Haftung zwischen Kunststoffen zu ziehen. Destruktive Testmethoden sind unentbehrlich. Die Langzeitstabilität festsitzenden Zahnersatzes hängt unter anderem von der Qualität der Haftung zwischen Zahn und Zahnersatz ab. Eine zusätzliche Vorbehandlung der dentalen CAD/CAM-Kunststoffe mit Adhäsivsystemen kann für den klinischen Gebrauch empfohlen werden. Die Vorbehandlung hat gezeigt, dass sie erheblichen Einfluss auf die Oberflächeneigenschaften hat.

Quelle Originalarbeit:

<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/?term=Impact+of+different+adhesives+on+work+of+adhesion+between+CAD%2FCAM+polymers+and+resin+composite+cements>

4.3.4 Originalarbeit: Keul C, Liebermann A, Schmidlin PR, Roos M, Sener B, Stawarczyk B. Influence of PEEK surface modification on surface properties and bond strength to veneering resin composites. J Adhes Dent 2014;16:383-392. (IF: 2,008)

Zusammenfassung

Ziel: Ziel dieser Untersuchung war es, den Einfluss verschiedener mechanischer und chemischer Vorbehandlungen von PEEK in Bezug auf die Oberflächenrauigkeit (surface roughness - SR), die freie Oberflächenenergie (surface free energy - SFE) und die Zugfestigkeit (tensile bond strength - TBS) zu Verblendkunststoffen zu prüfen.

Material und Methode: Es wurden PEEK-Prüfkörper (N=680) hergestellt und in Gruppen unterteilt (n=170/Gruppe): (a) Sandstrahlen (Air abrasion - AIA), (b) Piranhasäure-Ätzung (piranha solution - PIS), (c) Sandstrahlen + Piranhasäure-Ätzung (AIP) und (d) keine Vorbehandlung (No Treatment - NO). Zehn Prüfkörper jeder Gruppe wurden mit einem Kontaktwinkel-Messgerät und einem taktilen Profilometer vermessen, um jeweils SFE und SR zu bestimmen. Die übrigen 160 Prüfkörper jeder Gruppe wurden gemäß dem verwendeten Haftvermittler in Untergruppen unterteilt (n=32/Untergruppe): (1) Monobond Plus/ Heliobond (MH), (2) visio.link (VL), (3) Clearfil Ceramic Primer (CCP), (4) Signum PEEK Bond (SPB) und (5) Kontrollgruppe ohne Haftvermittler (CG). Die Prüfkörper wurden mit Signum Composite (SiCo) oder Signum Ceramis (SiCe) verblendet (je n=16), in Wasser gelagert (60 Tage, 37°C) und einem Thermolastwechsel unterzogen (5000 Zyklen zwischen 5 °C/55 °C). Die TBS wurde gemessen und alle Daten mittels ein- und zweifaktorieller Varianzanalyse, Kruskal-Wallis- und Mann-Whitney-Testes ausgewertet ($\alpha < 0,05$).

Ergebnisse: Es konnte ein signifikanter Einfluss der Oberflächenvorbehandlung ($p < 0,001$) und Haftvermittleranwendung ($p < 0,001$) auf die TBS beobachtet werden. AIA-Prüfkörper mit und ohne PIS ergaben die höchsten SFE-, SR- und TBS-Werte. Es wurde kein Unterschied zwischen PIS und NO sowie zwischen AIA und AIP gefunden. Ohne die Anwendung eines Haftvermittlers konnte keine Haftung festgestellt werden. CCP führte zu einer geringeren Haftung, wobei MH, SPB und VL erhöhte TBS-Werte erzielten. Es konnte kein Einfluss des Verblendkunststoffes auf die TBS gefunden werden ($p = 0,424$).

Schlussfolgerung: AIA und AIP in Kombination mit VL, SPB und MH können für den klinischen Gebrauch empfohlen werden.

Quelle Originalarbeit:

<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/?term=Influence+of+PEEK+surface+modification+on+surface+properties+and+bond+strength+to+veneering+resin+composites>

4.3.5 Originalarbeit: Liebermann A, Detzer J, Stawarczyk B. Impact of recently developed universal adhesives on tensile bond strength to CAD/CAM ceramics. Accepted in Oper Dent. (IF:2,390)

Zusammenfassung

Ziel: Ziel dieser Untersuchung war es, den Einfluss von verschiedenen Universaladhäsivsystemen auf die Zughafffestigkeit (TBS) von vier verschiedenen CAD/CAM-Keramiken zu einem konventionellen Befestigungskomposit zu testen.

Material und Methode: Es wurden Prüfkörper (N=648, n=162) aus vier CAD/CAM-Keramiken hergestellt: (a) VITABLOCS Mark II, (b) Initial LRF, (c) Celtra Duo und (d) IPS e.max CAD. VITABLOCS Mark II und Initial LRF wurden mit 9% Fluorwasserstoffsäure für 60 s, Celtra Duo für 30 s und IPS e.max CAD für 20 s angeätzt. Prüfkörper, die mit Monobond Etch&Prime konditioniert wurden, wurden nicht angeätzt. Folgende Universaladhäsivsysteme wurden verwendet: All-Bond Universal (ABU), Clearfil Universal Bond (CUB), G-Multi Primer (GMP), iBond Universal (IBU), Monobond Etch&Prime (MEP), Monobond Plus (MBP), One Coat 7 Universal (OCU), Prime&Bond active (PBA) und Scotchbond Universal (SBU). Die Prüfkörper wurden mittels Befestigungskomposit (Variolink Esthetic DC) verklebt, thermisch gealtert (20.000x, 5 °C/55 °C) und anschließend die TBS gemessen. Die Daten wurden unter Verwendung von univariaten Varianzanalysen mit partiellem Eta-Quadrat-, Kolmogorov-Smirnov-, Kruskal-Wallis-, Mann-Whitney U- und Spearman-Rho-Test ausgewertet ($\alpha=0,05$).

Ergebnisse: ABU, MEP und MBP zeigten die höchsten TBS-Werte; CUB, IBU und OCO die signifikant niedrigsten Werte, unabhängig von der verwendeten CAD/CAM-Keramik. Bei SBU konnten kontroverse Ergebnisse in Bezug auf die CAD/CAM-Keramiken festgestellt werden. ABU, MEP und MBP hingegen zeigten keinen Einfluss der CAD/CAM-Keramik auf die TBS-Werte. ABU, GMP, MEP und MBP zeigten vorwiegend kohäsive Bruchbilder im Befestigungskomposit, während bei CUB und OCU überwiegend adhäsive Bruchbilder auftraten.

Schlussfolgerung: MEP und MBP zeigten vergleichbare Haftwerte. Nur wenige Universaladhäsivsysteme lieferten zuverlässige Werte für alle getesteten Keramiken. Daher sollte der Zahnarzt das Universaladhäsivsystem für jede Keramik spezifisch auswählen.

Quelle Originalarbeit:

<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/?term=Impact+of+recently+developed+universal+adhesives+on+tensile+bond+strength+to+CAD%2FCAM+ceramics>

4.4 Zukunftsweisende prothetische Behandlungskonzepte und Untersuchung der mundgesundheitsbezogenen Lebensqualität bei Gesamtrehabilitationen

4.4.1 Originalarbeit: Saeidi Pour R, Edelhoff D, Prandtner O, Liebermann A. Rehabilitation of a patient with amelogenesis imperfecta using porcelain veneers and CAD/CAM polymer restorations: A clinical report. Quintessence Int 2015;46:843-852. (IF: 0,995)

Zusammenfassung

Ziel: Die Gesamtrehabilitation bei Patienten mit einem Verlust der Vertikaldimension (VDL) durch strukturelle Zahnschmelzdefekte, wie die bei einer Amelogenesis Imperfecta (AI), stellt meist eine große Herausforderung für das behandelnde Team dar. Ziel dieses Fallberichtes war es, ein mögliches minimalinvasives Konzept bei Behandlung solch komplexer Fälle vorzustellen.

Material und Methode: Dieser Fallbericht beschreibt eine Gesamtrehabilitation einer AI-Patientin mit einem experimentellen CAD/CAM-Kunststoff und vollkeramischen Veneers, einschließlich der umfassenden Fallplanung, der Erläuterung der Wiederherstellung von vertikaler und horizontaler Bissituationen, der Präparation und der Befestigung.

Schlussfolgerung: Eine genaue Analyse und Behandlungsplanung, welche ästhetische und funktionelle Beurteilungen und die Auswahl passender Materialien umfasst, sind wichtige Voraussetzungen für erfolgreiche Ergebnisse. Langzeitprovisorischer Zahnersatz spielt eine wichtige Rolle, um die ästhetischen Anforderungen und funktionellen Bedürfnisse der Patienten zu evaluieren. Restaurative Behandlungsmöglichkeiten können in solchen Fällen ganz unterschiedlich sein, angefangen von Mundhygieneinstruktionen bis hin zu umfangreichem Zahnersatz, einschließlich Kunststofffüllungen, Keramik-Veneers, Metallkeramik- oder Vollkeramik-Kronen.

Quelle Originalarbeit:

<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/?term=Rehabilitation+of+a+patient+with+amelogenesis+i+imperfecta+using+porcelain+veneers+and+CAD%2FCAM+polymer+restorations>

4.4.2 Originalarbeit: Edelhoff D, Prandtner O, Saeidi Pour R, Wichelhaus A, Liebermann A. Systematic development of esthetics and function in a young patient with maxillary dental aplasia. J Esthet Restor Dent 2017;29:247-255. (IF: 1,273)

Zusammenfassung

Ziel: Bei jungen Patienten mit Nichtanlagen von bleibenden Zähnen sollten prothetische Gesamtversorgungen eines oder beider Kiefer die reduzierte Vertikaldimension kompensieren und sowohl die Ästhetik als auch die Funktion mit minimalem biologischem Aufwand herstellen. Dies erfordert eine präzise Planung seitens des Zahnarztes und gute Compliance des Patienten während der präprothetischen Phase. Der Vorbehandlungszeitraum mit zahnfarbenen Schienen führt zu einem vorhersagbaren Ergebnis der definitiven prothetischen Versorgung. Dank verbesserter restaurativer Materialien und Befestigungstechniken sowie dem guten Wissen über den Erhalt gesunder Zahnhartsubstanz veränderte sich die prothetische Zahnheilkunde hin zu minimalinvasiven Behandlungsmethoden.

Material und Methode: Der vorliegende klinische Fall berichtet über eine minimalinvasive Rehabilitation des Oberkiefers eines Patienten mit multiplen Nichtanlagen und Aplasien sowie Milchzahnpersistenz und Knochenwachstumsdefiziten. Der Patient wurde mit einer zahnfarbenen CAD/CAM-Polycarbonatschiene vorbehandelt. Anschließend konnte mittels definitiven Zahnersatzes eine gute Ästhetik und Funktion durch zwei zirkonoxidbasierte einflügelige Adhäsivbrücken zum Ersatz der oberen seitlichen Scheidezähne, durch Keramikteilkronen aus Lithiumdisilikat im Seitenzahnbereich und zwei feldspatbasierten keramischen Veneers für die oberen mittleren Schneidezähne erzielt werden.

Schlussfolgerung: Die nichtinvasive Vorbehandlung mit einer herausnehmbaren zahnfarbenen Schiene unterstützt das Erreichen des Behandlungsziels sicher und einfach, verkürzt die notwendige Behandlungszeit, erhöht die Vorhersehbarkeit und unterstützt die Übertragung der Prototypgeometrie zur Geometrie des definitiven Zahnersatzes auch bei komplexen Fällen. Neue restaurative Alternativen ermöglichen eine minimalinvasive Behandlung solcher Patienten.

Quelle Originalarbeit:

<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/?term=Systematic+development+of+esthetics+and+function+in+a+young+patient+with+maxillary+dental+aplasia>

4.4.3 Originalarbeit: Liebermann A, Rafael CF, Edelhoff D, Ramberger M, Schweiger J, Volpato, CAM, Saeidi Pour R. Oral features and computerized rehabilitation of a young patient with CHARGE syndrome using minimally invasive long-interim CAD/CAM restorations. J Prosthet Dent 2017;117:453-458. (IF: 2,095)

Zusammenfassung

Ziel: Patienten mit CHARGE-Syndrom weisen oft mehrere schwere orofaziale Anomalien auf wie (a) ein Kolobom der Iris oder Retina, (b) Herzfehler oder Herz-Missbildungen, (c) Choanalatresien/Stenosen, (d) ein reduziertes körperliches Wachstum, (e) Fehlbildungen des Urogenitalsystems und (f) Fehlbildungen der Ohren. Die Behandlung solcher Syndrom-Patienten hängt überwiegend vom Manifestationstyp ab. Um eine komplexe prothetische Rehabilitation vorzunehmen und ein konservatives, ästhetisches und funktionelles Ergebnis zu erhalten, können computerunterstützt Restaurationen konstruiert und aus CAD/CAM-Kunststoffen für langzeitprovisorische Versorgungen hergestellt werden.

Material und Methode: Dieser Artikel berichtet über die Behandlung eines jungen Patienten mit CHARGE-Syndrom in Kombination mit ausgeprägten oralen Veränderungen. Die Therapie wurde digital geplant und der Patient mit CAD/CAM-Kunststoffrestaurationen als langzeitprovisorischer Ersatz versorgt.

Schlussfolgerung: Industriell gefertigte CAD/CAM-Kunststoffrestaurationen bieten eine festsitzende langzeitprovisorische Behandlungsoption mit zufriedenstellenden ästhetischen und funktionellen Ergebnissen bei geringem biologischem Aufwand als Überbrückung bis zum Abschluss des Knochenwachstums. Dieser langzeitprovisorische Zeitraum vereinfacht alle weiteren Planungen für den definitiven Zahnersatz.

Quelle Originalarbeit:

<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/?term=Oral+features+and+computerized+rehabilitation+of+a+young+patient+with+CHARGE+syndrome+using+minimally+invasive+long-interim+CAD%2FCAM+restorations>

4.4.4 Originalarbeit: Liebermann A, Edelhoff D, Güth JF, Erdelt K, Grünewald E. Oral-health-related impact profile in full-mouth restored patients with two different tooth-colored restoration materials. Clin Oral Investig 2018; doi: 10.1007/s00784-018-2580-1. [Epub ahead of print] (IF: 2,308)

Zusammenfassung

Ziel: Das Ziel dieser Untersuchung war die Analyse der Veränderung der mundgesundheitsbezogenen Lebensqualität (OHIP) bei Patienten mit Gesamtversorgungen des Ober- und Unterkiefers aufgrund eines moderaten/starken Zahnhartsubstanzverlustes in Abhängigkeit von verschiedenen Restaurationsmaterialien (Keramik und experimenteller CAD/CAM-Kunststoff).

Material und Methode: 29 gesunde Patienten (15 männliche/14 weibliche, Alter: $44,6 \pm 28,4$ Jahre), die aufgrund unterschiedlich ausgeprägten Zahnhartsubstanzverlustes mit einer Gesamtrehabilitation prothetisch versorgt wurden, füllten den deutschen OHIP-G49-Fragebogen jeweils vor und nach abgeschlossener prothetischer Behandlung aus. Die Patienten wurden entweder mit Restaurationen aus Vollkeramik (n=17) oder experimentellem CAD/CAM-Kunststoff (n=12) versorgt. Alle Fragen wurden in fünf Dimensionen unterteilt: (a) Aussehen, (b) orale Funktionen, (c) psychosoziale Auswirkungen, (d) sprachliche Einschränkungen und (e) orofaziale Schmerzen. Die Veränderungen (positiv/negativ) zwischen den beiden OHIP-Fragebögen für jede/n einzelne/n Frage/Patient/Dimension wurden separat mittels Differenzwerten vorgenommen und die Daten mittels Kolmogorov-Smirnov-, Wilcoxon's Signed-Rank-, Kruskal-Wallis-, Mann-Whitney- und Cronbachs Alpha-Testes ausgewertet ($\alpha < 0,01$).

Ergebnisse: Die Dimension „Aussehen“ zeigte die signifikant größte Verbesserung ($p < 0,001$, 100% Verbesserung mit allen Differenzwerten > 0); die Dimension „sprachliche Einschränkungen“ zeigte die geringste Verbesserung ($p < 0,001$). Alle anderen drei Dimensionen waren nicht signifikant unterschiedlich. Es zeigten sich keine signifikanten Unterschiede zwischen den beiden verwendeten Werkstoffen.

Schlussfolgerung: Das persönlich empfundene ästhetische Erscheinungsbild der Patienten wurde unabhängig vom verwendeten Werkstoff durch die Gesamtrehabilitation positiv beeinflusst. Deutliche Verbesserungen wurden in den Parametern "Zahnschmerzen" und "Problem bei der Nahrungsaufnahme" empfunden. Das Wissen über eine verbesserte mundgesundheitsbezogene Lebensqualität ist für Praktiker wichtig, um den Patienten eine adäquate Beratung und Behandlung bei komplexen Fällen zu ermöglichen.

Quelle Originalarbeit:

<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/?term=Oral-health-related+impact+profile+in+full-mouth+restored+patients+with+two+different+tooth-colored+restoration+materials>

5 Literaturübersicht

1. Abo-Hamar SE, Hiller KA, Jung H, Federlin M, Friedl KH, Schmalz G. Bond strength of a new universal self-adhesive resin luting cement to dentin and enamel. *Clin Oral Investig* 2005;9:161-167.
2. Aboushelib MN, Sleem D. Microtensile bond strength of lithium disilicate ceramics to resin adhesives. *J Adhes Dent* 2014;16:547-552.
3. Addison O, Marquis PM, Fleming GJ. The impact of hydrofluoric acid surface treatments on the performance of a porcelain laminate restorative material. *Dent Mater* 2007;23:461-468.
4. Ahn JS, Lee YK. Difference in the translucency of all-ceramics by the illuminant. *Dent Mater* 2008;24:1539-1544.
5. Al Ben Ali A, Kang K, Finkelman MD, Zandparsa R, Hirayama H. The effect of variations in translucency and background on color differences in CAD/CAM lithium disilicate glass ceramics. *J Prosthodont* 2014;23:213-220.
6. Alaniz JE, Perez-Gutierrez FG, Aguilar G, Garay JE. Optical properties of transparent nanocrystalline yttria-stabilized zirconia. *Opt Mater* 2009;32:62-68.
7. Al-Assaf K, Chakmakchi M, Palaghias G, Karanika-Kouma A, Eliades G. Interfacial characteristics of adhesive luting resins and composites with dentine. *Dent Mater* 2007;23:829-839.
8. Alavi AA, Behroozi Z, Nik Eghbal F. The shear bond strength of porcelain laminate to prepared and unprepared anterior teeth. *J Dent (Shiraz)* 2017;18:50-55.
9. Albert FE, El-Mowafy OM. Marginal adaption and microleakage of Procera AllCeram crowns with four cements. *Int J Prosthodont* 2004;17:529-535.
10. Alex G. Preparing porcelain surfaces for optimal bonding. *Compend Contin Educ Dent* 2008;29:324-335.
11. Al-Fouzan AF, Tashkandi EA. Volumetric measurements of removed tooth structure associated with various preparation designs. *Int J Prosthodont* 2013;26:545-548.
12. Ali Z, Baker S, Barabari P, Martin N. Efficacy of removable partial denture treatment: a retrospective oral health-related quality of life evaluation. *Eur J Prosthodont Restor Dent* 2017;25:101-107.
13. Alix S, Colasse L, Morvan C, Lebrun L, Marais S. Pressure impact of autoclave treatment on water sorption and pectin composition of flax cellulosic-fibres. *Carbohydr Polym* 2014;102:21-29.
14. Almeida AA Jr, Longhini D, Domingues NB, Santos C, Adabo GL. Clinical fractures of veneered zirconia single crowns. *Gen Dent* 2013;61:17-21.
15. Al-Shammery HA, Bubb NL, Youngson CC, Fasbinder DJ, Wood DJ. The use of confocal microscopy to assess surface roughness of two milled CAD-CAM ceramics following two polishing techniques. *Dent Mater* 2007;23:736-741.
16. Alster D, Feilzer AJ, De Gee AJ, Davidson CL. Tensile strength of thin resin composite layers as a function of layer thickness. *J Dent Res* 1995;74:1745-1748.
17. Alt V, Hannig M, Wöstmann B, Balkenhol M. Fracture strength of temporary fixed partial dentures CAD/CAM versus directly fabricated restorations. *Dent Mater* 2011;27:339-347.
18. AlZarea BK. Oral health related quality-of-life outcomes of partially edentulous patients treated with implant-supported single crowns or fixed partial dentures. *J Clin Exp Dent* 2017;9:e666-e671.

19. Alzoubi EE, Hariri R, Mulligan K, Attard N. An evaluation of oral health-related quality of life in orthodontic patients treated with fixed and twin blocks appliances. *J Orthod Sci* 2017;6:65-70.
20. An JS, Son HH, Qadeer S, Ju SW, Ahn JS. The influence of a continuous increase in thickness of opaque-shade composite resin on masking ability and translucency. *Acta Odontol Scand* 2013;71:120-129.
21. Anders A. Plasma and ion sources in large area coating: a review. *Surf Coat Technol* 2005;200:1893-1906.
22. Andrade AM, Moura SK, Reis A, Loguercio AD, Garcia EJ, Grande RHM. Evaluating resin-enamel bonds by microshear and microtensile bond strength tests: effect of composite resin. *J Appl Oral Sci* 2010;18:591-598.
23. Andre CB, Aguiar TR, Ayres AP, Ambrosano GM, Giannini M. Bond strength of self-adhesive resin cements to dry and moist dentin. *Brazil Oral Res* 2013;27:389-395.
24. Anjum A, Otsuki M, Matin K, Tagami J. Preservation in the liquid media produces alterations in enamel surface properties. *J Dent* 2009;37:884-890.
25. Anusavice KJ. In: Anusavice KJ, editor. *Phillips' Science of dental materials*. 11th ed. St. Louis: Saunders Co; 2003:655-719.
26. Ardlin BI. Transformation-toughened zirconia for dental inlays, crowns and bridges: chemical stability and effect of low-temperature aging on flexural strength and surface structure. *Dent Mater* 2002;18:590-595.
27. Aren G, Ozdemir D, Firatli S, Uygur C, Sepet E, Firatli E. Evaluation of oral and systemic manifestations in an amelogenesis imperfecta population. *J Dent* 2003;31:585-591.
28. Asaka Y, Miyazaki M, Aboshi H, Yoshida T, Takamizawa T, Kurokawa H, Rikuta A. EDX fluorescence analysis and SEM observations of resin composites. *J Oral Sci* 2004;46:143-148.
29. Asmussen A, Peutzfeld A. Surface energy characteristics of adhesive monomers. *Dent Mater* 1998;14:21-28.
30. Asmussen E, Attal JP, Degrange M. Factors affecting the adherence energy of experimental resin cements bonded to a nickel-chromium alloy. *J Dent Res* 1995;74:715-720.
31. Asmussen E, Peutzfeldt A, Sahafi A. Bonding of resin cements to post materials: influence of surface energy characteristics. *J Adhes Dent* 2005;7:231-234.
32. Attar N. The effect of finishing and polishing procedures on the surface roughness of composite resin materials. *J Contemp Dent Pract* 2007;8:27-35.
33. Attia A, Kern M. Effect of cleaning methods after reduced-pressure air-abrasion on bonding to zirconia ceramics. *J Adhes Dent* 2011;13:561-567.
34. 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.
35. Azer SS, Rosenstiel SF, Seghi RR, Johnston WM. Effect of substrate shades on the color of ceramic laminates veneers. *J Prosthet Dent* 2011;106:179-183.
36. Azimian F, Klosa K, Kern M. Evaluation of a new universal primer for ceramic and alloys. *J Adhes Dent* 2012;14:275-282.
37. Azzopardi N, Moharamzadeh K, Wood DJ, Martin N, van Noort R. Effect of resin matrix composition on the translucency of experimental dental composite resins. *Dent Mater* 2009;25:1564-1568.
38. Backman B, Wahlin YB. Variations in number and morphology of permanent teeth in 7-year-old Swedish children. *Int J Paediatr Dent* 2001;11:11-17.

39. Bagheri R, Burrow MF, Tyas M. Influence of food-simulating solutions and surface finish on susceptibility to staining of aesthetic restorative materials. *J Dent* 2005;33:389-398.
40. Bagheri R, Tyas MJ, Burrow MF. Subsurface degradation of resin-based composites. *Dent Mater* 2007;23, 944-951.
41. Bagis B, Turgut S. Optical properties of current ceramics systems for laminate veneers. *J Dent* 2013;41:e24-30.
42. Bähr N, Keul C, Edelhoff D, Eichberger M, Roos M, Gernet W, Stawarczyk B. Effect of different adhesives combined with two resin composite cements on shear bond strength to polymeric CAD/CAM materials. *Dent Mater J* 2013;32:492-501.
43. Baier RE. Principles of adhesion. *Oper Dent* 1992;5:1-9.
44. Baldissara P, Llukacej A, Ciocca L, Valandro FL, Scotti R. Translucency of zirconia coping made with different CAD/CAM systems. *J Prosthet Dent* 2010;104:6-12.
45. Balkenhol M, Mautner MC, Ferger P, Wöstmann B. Mechanical properties of provisional crown and bridge materials: chemical-curing versus dual curing systems. *J Dent* 2008;36:15-20.
46. Bames CM. The science of polishing. *Dimen Dent Hyg* 2009;7:18-22.
47. Baracco B, Fuentes V, Garrido MA, Gonzalez-Lopez S, Ceballos L. Effect of thermal aging on the tensile bond strength at reduced areas of seven current adhesives. *Odontology* 2013;101:177-185.
48. Barizon KT, Bergeron C, Vargas MA, Qian F, Cobb DS, Gratton DG, Geraldeli S. Ceramic materials for porcelain veneers. Part I: Correlation between translucency parameters and contrast ratio. *J Prosthet Dent* 2013;110:397-401.
49. Başaran EG, Ayna E, Vallittu PK, Lassila LV. Load bearing capacity of fiber-reinforced and unreinforced composite resin CAD/CAM-fabricated fixed dental prostheses. *J Prosthet Dent* 2013;109:88-94.
50. Başaran EG, Ayna E, Vallittu PK, Lassila LV. Load-bearing of handmade and computer-aided design-computer-aided manufacturing-fabricated tree-unit fixed dental prostheses of particulate filler composite. *Acta Odontol Scand* 2011;69:144-150.
51. Baseren M. Surface roughness of nanofill and nanohybrid composite resin and ormocer-based tooth-colored restorative materials after several finishing and polishing procedures. *J Biomater Appl* 2004;19:121-134.
52. Bayer S, Komor N, Kramer A, Albrecht D, Mericske-Stern R, Enkling N. Retention force of plastic clips on implant bars: a randomized controlled trial. *Clin Oral Implants Res* 2012;23:1377-1384.
53. Bazos P, Magne P. Dent. Bio-Emulation: biomimetically emulating nature utilizing a histo-anatomic approach; structureal analysis. *Eur J Esthet* 2011;6:8-19.
54. Behr M, Proff P, Leitzmann M, Pretzel M, Handel G, Schmalz G, Driemel O, Reichert TE, Koller M. Survey of congenitally missing teeth in orthodontic patients in Eastern Bavaria. *Eur J Orthod* 2011;33:32-36.
55. Behr M, Rosentritt M, Regnet T, Lang R, Handel G. Marginal adaptation in dentin of a self-adhesive universal resin cement compared with well-tried systems. *Dent Mater* 2004;20:191-197.
56. Beier US, Kapferer I, Burtscher D, Giesinger JM, Dumfahrt H. Clinical performance of all-ceramic inlay and onlay restorations in posterior teeth. *Int J Prosthodont* 2012;25:395-402.
57. Beier US, Kapferer I, Dumfahrt H. Clinical long-term evaluation and failure characteristics of 1,335 all-ceramic restorations. *Int J Prosthodont* 2012;25:70-78.

58. Belser UC, Magne P, Magne M. Ceramic laminate veneers: continuous evolution of indications. *J Esthet Dent* 1997;9:197-207.
59. Benetti P, Della Bona A, Kelly JR. Evaluation of thermal compatibility between core and veneer dental ceramics using shear bond strength test and contact angle measurement. *Dent Mater* 2010;26:743-750.
60. Beuer F, Aggstaller H, Edelhoff D, Gernet W. Effect of preparation design on the fracture resistance of zirconia crown copings. *Dent Mater J* 2008;27:362-367.
61. Beuer F, Stimmelmayer M, Gueth J, Edelhoff D, Naumann M. In vitro performance of full-contour zirconia single crowns. *Dent Mater* 2012;28:449-456.
62. Bindl A, Richter B, Mörmann WH. Survival of ceramic computer-aided design/manufacturing crowns bonded to preparations with reduced macroretention geometry. *Int J Prosthodont* 2005;18:219-224.
63. Blatz MB, Sadan A, Martin J, Lang B. In vitro evaluation of shear bond strengths of resin to densely-sintered high-purity zirconium-oxide ceramic after long-term storage and thermal cycling. *J Prosthet Dent* 2004;91:356-362.
64. Blatz MB. Long-term clinical success of all-ceramic posterior restorations. *Quintessence Int* 2002;33:415-426.
65. Boehm RF. Thermal environment of teeth during open-mouth respiration. *J Dent Res* 1972;51:75-78.
66. Borges GA, Sophr AM, de Goes MF, Sobrinho LC. Effect of etching and airborne particle abrasion on the microstructure of different dental ceramics. *J Prosthet Dent* 2003;89:479-488.
67. Bourbia M, Ma D, Cvitkovitch DG, Santerre JP, Finer Y. Cariogenic bacteria degrade dental resin composites and adhesives. *J Dent Res* 2013;92:989-994.
68. Braun AP, Grassi Soares C, Glüer Carracho H, Pereira da Costa N, Bauer Veeck E. Optical density and chemical composition of microfilled and microhybrid composite resins. *J Appl Oral Sci* 2008;16:132-136.
69. Burke FJ, Crisp RJ, Richter B. A practice-based evaluation of the handling of a new self-adhesive universal resin luting material. *Int Dent J* 2006;56:142-146.
70. Burke FJ, Fleming GJ, Nathanson D, Marquis PM. Are adhesive technologies needed to support ceramics? An assessment of the current evidence. *J Adhes Dent* 2002;4:7-22.
71. Burke FJ. Survival rates for porcelain laminate veneers with special reference to the effect of preparation in dentin: a literature review. *J Esthet Restor Dent* 2012;24:257-265.
72. Burke FM, McKenna G. Toothwear and the older patient. *Dent Update* 2011;38:165-168.
73. Bütikofer L, Stawarczyk B, Roos M. Two regression methods for estimation of a two-parameter Weibull distribution for reliability of dental materials. *Dent Mater* 2015;31:e33-e50.
74. Calais JG, Soderholm KJ. Influence of filler type and water exposure on flexural strength of experimental composite resins. *J Dent Res* 1988;67:836-840.
75. Campbell PM, Johnston WM, O'Brien WJ. Light scattering and gloss of an experimental quartz-filled composite. *J Dent Res* 1986;65:892-894.
76. Can Say E, Yurdagüven H, Malkondu Ö, Ünlü N, Soyman M, Kazazoğlu E. The effect of prophylactic polishing pastes on surface roughness of indirect restorative materials. *ScientificWorldJournal* 2014;2014:962764.
77. Canay S, Hersek N, Ertan A. Effect of different acid treatments on a porcelain surface. *J Oral Rehab* 2001;28:95-101.

78. Canay S, Hersek N, Tulunoglu I, Uzun G. Evaluation of colour and hardness changes of soft lining materials in food colorant solutions. *J Oral Rehabil* 1999;26:821-829.
79. Cappelletti G, Ardizzone S, Meroni D, Soliveri G, Ceotto M, Biaggi C, Benaglia M, Raimondi L. Wettability of bare and fluorinated silanes: a combined approach based on surface free energy evaluations and dipole moment calculations. *J Colloid Interface Sci* 2013;389:284-291.
80. Cardoso JA, Almeida PJ, Fernandes S, Silva LS, Pinho A, Fischer A, Simões L. Co-existence of crowns and veneer in the anterior dentition: Case report. *Eur J Esthet Dent* 2009;4:12-26.
81. Catelan A, Guedes APA, Suzuki TYU, Takashi MK, Souza EM, Briso ALF, Santos PH. Fluorescence intensity of composite layering combined with surface sealant submitted to staining solutions. *J Esthet Rest Dent* 2015;27:33-40.
82. Cattell MJ, Knowles JC, Clarke RL, Lynch E. The biaxial flexural strength of two pressable ceramic systems. *J Dent* 1999;27:183-196.
83. Cavalcanti AN, Foxton RM, Watson TF, Oliveira MT, Giannini M, Marchi GM. Y-TZP ceramics: key concepts for clinical application. *Oper Dent* 2009;34:344-351.
84. Chaiyabutr Y, Kois JC, Lebeau D, Nunokawa G. Effect of abutment tooth color, cement color, and ceramic thickness on the resulting optical color of a CAD/CAM glass-ceramic lithium disilicate-reinforced crown. *J Prosthet Dent* 2011;105:83-90.
85. Chang J, Da Silva JD, Sakai M, Kristiansen J, Ishikawa-Nagai S. The optical effect of composite luting cement on all-ceramic crowns. *J Dent* 2009;37:937-943.
86. Chang JY, Chen WC, Huang TK, Wang JC, Fu PS, Chen JH, Hung CC. Evaluating the accuracy of tooth color measurement by combining the Munsell color system and dental colorimeter. *Kaohsiung J Med Sci* 2012;28:490-494.
87. Chang YY. Maximizing esthetic results on zirconia-based restorations. *Gen Dent* 2011;59:440-445.
88. Chen C, Trindade FZ, de Jager N, Kleverlaan CJ, Feilzer AJ. The fracture resistance of a CAD/CAM Resin Nano Ceramic (RNC) and a CAD ceramic at different thicknesses. *Dent Mater* 2014;30:954-962.
89. Chen JH, Matsumura H, Atsuta M. Effect of different etching periods on the bond strength of a composite resin to a machinable porcelain. *J Dent* 1998;26:53-58.
90. Chen L, Shen H, Suh BI. Effect of incorporating BisGMA resin on the bonding properties of silane and zirconia primers. *J Prosthet Dent* 2013;110:402-407.
91. Chen L, Suh BI, Brown D, Chen X. Bonding of primed zirconia ceramics: evidence of chemical bonding and improved bond strengths. *Am J Dent* 2012;25:103-108.
92. Chen YM, Smales RJ, Yip KH, Sung WJ. Translucency and biaxial flexural strength of four ceramic core materials. *Dent Mater* 2008;24:1506-1511.
93. Chevalier J, Calès B, Drouin JM. Low-temperature degradation of Y-TZP. *J Am Ceram Soc* 1999;82:2150-2154.
94. Chu FC, Chow TW, Chai J. Contrast ratios and masking ability of three types of ceramic veneers. *J Prosthet Dent* 2007;98:359-364.
95. Chu SJDA, Mielezko AJ. Fundamentals of color: shade matching and communication in esthetic dentistry. Quintessence Pub (Chicago); 2004:19-50.
96. Chung KH. Effects of finishing and polishing procedures on the surface texture of resin composites. *Dent Mater* 1994;10:325-330.
97. Clifford T, Finlay J, Briggs J, Burnett CA. Occlusal splint prescription in the management of temporomandibular disorders. *J Ir Dent Assoc* 1995;41:91-93.

98. Coldea A, Swain MV, Thiel N. In-vitro strength degradation of dental ceramics and novel PICN material by sharp indentation. *J Mech Behav Biomed Mater* 2013;26:34-42.
99. Conrad HJ, Seong WJ, Pesun IJ. Current ceramic materials and systems with clinical recommendations: a systematic review. *J Prosthet Dent* 2007;98:389-404.
100. Costa DM, Somacal DC, Borges GA, Spohr AM. Bond capability of universal adhesive systems to dentin in self-etch mode after short-term storage and cyclic loading. *Open Dent J* 2017;11:276-283.
101. Cottrell DA, Hughes CV. Dental findings associated with the malformations of CHARGE. *Pediatr Dent* 2002;24:43-46.
102. Czasch P, Ilie N. In vitro comparison of mechanical properties and degree of cure of bulk fill composites. *Clin Oral Investig* 2013;17:227-235.
103. D’Arcangelo C, De Angelis F, Vadini M, D’Amario M. Clinical evaluation on porcelain laminate veneers bonded with light-cured composite: results up to 7 years. *Clin Oral Investig* 2012;16:1071-1079.
104. Da Silva GR, Roscoe MG, Ribeiro CP, da Mota AS, Martins LR, Soares CJ. Impact of rehabilitation with metal-ceramic restorations on oral health-related quality of life. *Braz Dent J* 2012;23:403-408.
105. De Moraes RR, Marimon JL, Schneider LF, Sinhoreti MA, Correr-Sobrinho L, Bueno M. Effects of 6 months of aging in water on hardness and surface roughness of two microhybrid dental composites. *Int J Prosthodont* 2008;17:323-326.
106. De Munck J, Vargas M, Van Landuyt K, Hikita K, Lambrechts P, Van Meerbeek B. Bonding of an auto-adhesive luting material to enamel and dentin. *Dent Mater* 2004;20:963-971.
107. Del Mar Perez M, Saleh A, Pulgar R, Paravina RD. Light polymerization-dependent changes in colour and translucency of resin composites. *Am J Dent* 2009;22:97-101.
108. Della Bona A, Anusavice KJ, Hood JA. Effect of ceramic surface treatment on tensile bond strength to a resin cement. *Int J Prosthodont* 2002;15:248-253.
109. Della Bona A, Anusavice KJ. Microstructure, composition, and etching topography of dental ceramics. *Int J Prosthodont* 2002;15:159-167.
110. Della Bona A, Shen C, Anusavice KJ. Work of adhesion of resin on treated lithia disilicate-based ceramic. *Dent Mater* 2004;20:338-344.
111. Denry I, Kelly JR. State of the art of zirconia for dental applications. *Dent Mater* 2008;24:299-307.
112. Deville S, Gremillard L, Chevalier J, Fantozzi G. A critical comparison of methods for the determination of the aging sensitivity in biomedical grade yttria-stabilized zirconia ceramics. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater* 2005;72:239-245.
113. Dirxen C, Blunck U, Preissner S. Clinical performance of a new biomimetic double network material. *Open Dent J* 2013;7:118-122.
114. Doruk C, Ozturk F, Sari F, Turgut M. Restoring function and aesthetics in a class II division 1 patient with amelogenesis imperfecta: a clinical report. *Eur J Dent* 2011;5:220-228.
115. Dos Santos GB, Alto RV, Filoh HR, da Silva EM, Fellows CE. Light transmission on dental resin composites. *Dent Mater* 2008;24:571-576.
116. Dos Santos VH, Griza S, de Moraes RR, Faria-E-Silva AL. Bond strength of self-adhesive resin cements to composite submitted to different surface pretreatments. *Restor Dent Endod* 2014;39:12-16.
117. Douglas RD, Przybilska M. Predicting porcelain thickness required for shade matches. *J Prosthet Dent* 1999;82:143-149.

118. Dozic A, Tsagakari M, Khashayar G, Aboushelib M. Color management of porcelain veneer: influence of dentin and resin cements colors. *Quintessence Int* 2010;41:567-573.
119. Drummond JL, Novickas D, Lenke JW. Physiological aging of an all-ceramic restorative material. *Dent Mater* 1991;7:133-137.
120. Dumitrascu N, Borcia C. Determining the contact angle between liquids and cylindrical surfaces. *J Colloid Interface Sci* 2006;294:418-422.
121. Edelhoff D, Beuer F, Schweiger J, Brix O, Stimmelmayer 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.
122. Edelhoff D, Florian B, Florian W, Johnen C. HIP zirconia fixed partial dentures - clinical results after 3 years of clinical service. *Quintessence Int* 2008;39:459-471.
123. Edelhoff D, Liebermann A, Beuer F, Stimmelmayer M, Güth JF. Minimally invasive treatment options in fixed prosthodontics. *Quintessence Int* 2016;47:207-216.
124. Edelhoff D, Schweiger J, Prandtner O, Trimpl J, Stimmelmayer M, Güth JF. CAD/CAM splints for the functional and esthetic evaluation of new defined occlusal dimensions. *Quintessence Int* 2017;48:181-191.
125. Edelhoff D, Schweiger J. CAD/CAM tooth-colored occlusal splints for the evaluation of a new vertical dimension of occlusion: a case report. *Quintessence Dent Technol* 2014;37:1610-1623.
126. Edelhoff D, Sorensen JA. Tooth structure removal associated with various preparation designs for posterior teeth. *Int J Periodontics Restorative Dent* 2002;22:241-249.
127. Edelhoff D, Sorensen JA. Tooth structure removal associated with various preparation designs for anterior teeth. *J Prosthet Dent* 2002;87:503-509.
128. El Zohairy AA, De Gee AJ, Hassan FM, Feilzer AJ. The effect of adhesives with various degrees of hydrophilicity on resin ceramic bond durability. *Dent Mater* 2004;20:778-787.
129. El-Damanhoury HM, Gaintantzopoulou MD. Self-etching ceramic primer versus hydrofluoric acid etching: Etching efficacy and bonding performance. *J Prosthodont Res* 2018;62:75-83.
130. El-Meliegy E. Preparation and characterisation of low fusion leucite dental porcelain. *Br Ceram Trans* 2003;102:261-264.
131. Elsayed A, Younes F, Lehmann F, Kern M. Tensile Bond strength of so-called universal primers and universal multimode adhesives to zirconia and lithium disilicate ceramics. *J Adhes Dent* 2017;19:221-228.
132. Emamieh S, Ghasemi A, Torabzadeh H. Hygroscopic expansion of aesthetic restorative materials: one-year report. *J Dent* 2011;8:25-32.
133. Ephraim R, Rajamani T, Feroz TM, Abraham S. Agenesis of multiple primary and permanent teeth unilaterally and its possible management. *J Int Oral Health* 2015;7:68-70.
134. Eren D, Bektaş ÖÖ, Siso SH. Three different adhesive systems; three different bond strength test methods. *Acta Odontol Scand* 2013;71:978-983.
135. Ersu B, Yuzugullu B, Ruya Yazici A, Canay S. Surface roughness and bond strengths of glass-infiltrated alumina-ceramics prepared using various surface treatments. *J Dent* 2009;37:848-856.
136. Ertas E, Guler AU, Yucel AC, Koprulu H, Guler E. Color stability of resin composites after immersion in different drinks. *Dent Mater J* 2006;25:371-376.

137. Estima da Cunha Coelho AS, Pereira Macho VM, Casimiro de Andrade DJ, Areias CM. Prevalence and distribution of tooth agenesis in a pediatric population: a radiographic study. *Rev Gaucha Odontol Porto Alegre* 2012;60:503-508.
138. Euán R, Figueras-Álvarez O, Cabratosa-Termes J, Oliver-Parra R. Marginal adaptation of zirconium dioxide copings: Influence of the CAD/CAM system and the finish line design. *J Prosthet Dent* 2014;112:155-162.
139. Fabian Fonzar R, Carrabba M, Sedda M, Ferrari M, Goracci C, Vichi A. Flexural resistance of heat-pressed and CAD-CAM lithium disilicate with different translucencies. *Dent Mater* 2017;33:63-70.
140. 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.
141. Ferracane JL, Berge HX, Condon JR. In vitro aging of dental composites in water-effect of degree of conversion, filler volume, and filler/matrix coupling. *J Biomed Mater Res* 1998;42:465-472.
142. Ferracane JL, Stansbury JW, Burke FJ. Self-adhesive resin cements - chemistry, properties and clinical considerations. *J Oral Rehabil* 2011;38:295-314.
143. Ferracane JL. Hygroscopic and hydrolytic effects in dental polymer networks. *Dent Mater* 2006;22:211-222.
144. Ferracane JL. Is the wear of dental composites still a clinical concern? Is there still a need for in vitro wear simulating devices? *Dent Mater* 2006;22:689-692.
145. Filser F, Kocher P, Weibel F, Lüthy H, Schäfer P, Gauckler LJ. Reliability and strength of all-ceramic dental restorations fabricated by direct ceramic machining (DCM). *Int J Comput Dent* 2001;4:89-106.
146. Finer Y, Jaffer F, Santerre JP. Mutual influence of cholesterol esterase and pseudocholinesterase on the biodegradation of dental composites. *Biomaterials* 2004;25:1787-1793.
147. Fischer AC. *Nanoindentation: dynamic indentation testing*. Springer, Berlin. 2004.
148. Fischer J, Roeske S, Stawarczyk B, Hämmerle CH. Investigations in the correlation between Martens hardness and flexural strength of composite resin restorative materials. *Dent Mater J* 2010;29:188-192.
149. Fischer J, Stawarczyk B, Hämmerle CH. Flexural strength of veneering ceramics for zirconia. *J Dent* 2008;36:316-321.
150. Flury S, Lussi A, Hickel R, Ilie N. Light curing through glass ceramic with a second- and a third-generation LED curing unit: effect of curing mode on the degree of conversion of dual-curing resin cements. *Clin Oral Invest* 2014;18:809-818.
151. Foreman PC. Fluorescent microstructure of mineralized dental tissues. *Int Endod J* 1988;21:251-256.
152. Fradeani M, Barducci G, Bacherini L. Esthetic rehabilitation of a worn dentition with a minimally invasive prosthetic procedure (MIPP). *Int J Esthet Dent* 2016;11:16-35.
153. Frankenberger R, Hartmann V, Krech M, Krämer N. Adhesive luting of new CAD/CAM materials. *Int J Comput Dent* 2015;18:9-20.
154. Frankenberger R, Reinelt C, Petschelt A, Kramer N. Operator vs. material influence on clinical outcome of bonded ceramic inlays. *Dent Mater* 2009;25:960-968.
155. Fruits TJ, Miranda FJ, Coury TL. Effects of equivalent abrasive grit sizes utilizing differing polishing motions on selected restorative materials. *Quintessence Int* 1996;27:279-285.
156. Furuse AY, Gordon K, Rodrigues FP, Silikas N, Watts DC. Colour-stability and gloss-retention of silorane and dimethacrylate composites with accelerated aging. *J Dent* 2008;36:945-952.

157. Gale MS, Darvell BW. Thermal cycling procedures for laboratory testing of dental restorations. *J Dent* 1999;27:89-99.
158. Gamborena I, Blatz MB. Fluorescence - mimicking nature for ultimate esthetics in implant dentistry. *Quint Dent Tec* 2011;34:7-23.
159. Gerth HU, Dammaschke T, Zuchner H, Schäfer E. Chemical analysis and bonding reaction of RelyX Unicem and Bifix composites - a comparative study. *Dent Mater* 2006;22:934-941.
160. Ghazal M, Kern M. Wear of denture teeth and their human enamel antagonists. *Quintessence Int* 2010;41:157-163.
161. Ghinea R, Perez MM, Herrera LJ, Rivas MJ, Yebra A, Paravina RD. Color difference thresholds in dental ceramics. *J Dent* 2010;38:e57-64.
162. Gift HC, Atchison KA. Oral health, health, and health-related quality of life. *Med Care* 1995;33:Ns57-77.
163. Giraldez I, Ceballos L, Garrido MA, Rodriguez J. Early hardness of self-adhesive resin cements cured under indirect resin composite restorations. *J Esthet Dent* 2011;23:116-124.
164. Goldstein GR. The longevity of direct and indirect posterior restorations is uncertain and may be affected by a number of dentist-, patient-, and material-related factors. *J Evid Based Dent Pract* 2010;10:30-31.
165. Goldstein RE. Finishing of composites and laminates. *Dent Clin North Am* 1989;33:305-318.
166. Gomes HS, Vieira LA, Costa PS, Batista AC, Costa LR. Professional dental prophylaxis increases salivary cortisol in children with dental behavioural management problems: a longitudinal study. *BMC Oral Health* 2016;16:74.
167. Gonulol N, Yilmaz F. The effects of finishing and polishing techniques on surface roughness and color stability of nanocomposites. *J Dent* 2012;40:e64-70.
168. Gu XH, Kern M. Marginal discrepancies and leakage of all-ceramic crowns: influence of luting agents and aging conditions. *Int J Prosthodont* 2003;16:109-116.
169. Guazzato M, Albakry M, Ringer SP, Swain MV. Strength fracture toughness and microstructure of a selection of all-ceramic materials. Part I. Pressable and alumina glass-infiltrated ceramics. *Dent Mater* 2004;20:441-448.
170. Guess PC, Schultheis S, Wolkewitz M, Zhang Y, Strub JR. Influence of preparation design and ceramic thicknesses on fracture resistance and failure modes of premolar partial coverage restorations. *J Prosthet Dent* 2013;110:264-273.
171. Guignone BC, Silva LK, Soares RV, Akaki E, Goiato MC, Pithon MM, Oliveira DD. Color stability of ceramic brackets immersed in potentially staining solutions. *Dental Press J Orthod* 2015;20:32-38.
172. Guler AU, Yilmaz F, Kulunk T, Guler E, Kurt S. Effects of different drinks on stainability of resin composite provisional restorative materials. *J Prosthet Dent* 2005;94:118-124.
173. Gurel G, Sesma N, Calamita MA, Coachman C, Morimoto S. Influence of enamel preservation on failure rates of porcelain laminate veneers. *Int J Periodontics Restorative Dent* 2013;33:31-39.
174. Gusmao GM, De Queiroz TV, Pompeu GF, Menezes Filho PF, da Silva CH. The influence of storage time and pH variation on water sorption by different composite resins. *Indian J Dent Res* 2013;24:60-65.
175. Güth JF, Almeida E Silva JS, Beuer F, Edelhoff D. Enhancing the predictability of complex rehabilitation by removable CAD/CAM-fabricated long-term provisional prosthesis: a clinical report. *J Prosthet Dent* 2012;107:1-6.

176. 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 Restorative Dent* 2012;24:310-318.
177. Güth JF, Edelhoff D, Ihloff H, Mast G. Complete mouth rehabilitation after transposition osteotomy based on intraoral scanning: an experimental approach. *J Prosthet Dent* 2014;112:89-93.
178. Güth JF, Schubert O, Trimpl J, Edelhoff D, Schweiger J: 3D-Druck in der Zahnheilkunde-zwischen Hype und Produktivitätssteigerung. *Bayerisches Zahnärzte Blatt BZB* 2018;55:46-55.
179. Güth JF, Zuch T, Zwinge S, Engels J, Stimmelmayer M, Edelhoff D. Optical properties of manually and CAD/CAM-fabricated polymers. *Dent Mater J* 2013;32:865-871.
180. Gutiérrez MF, Sutil E, Malaquias P, de Paris Matos T. Effect of self-curing activators and curing protocols on adhesive properties of universal adhesives bonded to dual-cured composites. *Dent Mater* 2017;33:775-787.
181. Hall BD. Choanal atresia and associated multiple anomalies. *J Pediatr* 1979;95:395-398.
182. Hallmann L, Mehl A, Sereno N, Hämmerle CHF. The improvement of adhesive properties of PEEK through different pre-treatments. *Appl Surf Sci* 2012;258:7213-7218.
183. Hallmann L, Ulmer P, Wille S, Polonskyi O, Köbel S, Trottenberg T, Bornholdt S, Haase F, Kersten H, Kern M. Effect of surface treatments on the properties and morphological change of dental zirconia. *J Prosthet Dent* 2016;115:341-349.
184. Harada K, Raigrodski AJ, Chung KH, Flinn BD, Dogan S, Mancl LA. A comparative evaluation of the translucency of zirconias and lithium disilicate for monolithic restorations. *J Prosthet Dent* 2016;17:688-695.
185. Harrison M, Calvert ML, Longhurst P. Solitary maxillary central incisor as a new finding in CHARGE association: a report of two cases. *Int J Pediatr Dent* 1997;7:185-189.
186. Harsono M, Simon JF, Stein JM, Kugel G. Evolution of chairside CAD/CAM dentistry. *Tex Dent J* 2013;130:238-244.
187. Haug RH, Ferguson FS. X-linked recessive hypomaturation amelogenesis imperfecta: report of case. *J Am Dent Assoc* 1981;102:865-867.
188. Heffernan MJ, Aquilino SA, Diaz-Arnold AM, Haselton DR, Stanford CM, Vargas MA. Relative translucency of six all-ceramic systems. Part I: core materials. *J Prosthet Dent* 2002;88:4-9.
189. Heffernan MJ, Aquilino SA, Diaz-Arnold AM, Haselton DR, Stanford CM, Vargas MA. Relative translucency of six all-ceramic systems. Part II: core and veneer materials. *J Prosthet Dent* 2002;88:10-15.
190. Hegde S. Multiple unerupted teeth with amelogenesis imperfecta in siblings. *N Am J Med Sci* 2012;4:235-237.
191. Heij DG, Opdebeeck H, van Steenberghe D, Kokich VG, Belser U, Quirynen M. Facial development, continuous tooth eruption, and mesial drift as compromising factors for implant placement. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2006;21:867-878.
192. Heimer S, Schmidlin PR, Roos M, Stawarczyk B. Surface properties of polyetheretherketone after different laboratory and chairside polishing protocols. *J Prosthet Dent* 2017;117:419-425.
193. Heimer S, Schmidlin PR, Stawarczyk B. Discoloration of PMMA, composite, and PEEK. *Clin Oral Investig* 2017;21:1191-1200.

194. Heimer S, Schmidlin PR, Stawarczyk B. Effect of different cleaning methods of polyetheretherketone on surface roughness and surface free energy properties. *J Appl Biomater Funct Mater* 2016;14:e248-255.
195. Heintze SD, Forjanic M, Ohmiti K, Rousson V. Surface deterioration of dental materials after simulated toothbrushing in relation to brushing time and load. *Dent Mater* 2010;26:306-319.
196. Heintze SD, Forjanic M, Rousson V. Surface roughness and gloss of dental materials as a function of force and polishing time in vitro. *Dent Mater* 2006;22:146-165.
197. Heintze SD, Rousson V. Survival of zirconia- and metal-supported fixed dental prostheses: a systematic review. *Int J Prosthodont* 2010;23:493-502.
198. Hitz T, Stawarczyk B, Fischer J, Hämmerle CH, Sailer I. Are self-adhesive resin cements a valid alternative to conventional resin cements? A laboratory study of the long-term bond strength. *Dent Mater* 2012;28:1183-1190.
199. Hoelscher DC, Neme AM, Pink FE, Hughes PJ. The effect of three finishing systems on four esthetic restorative materials. *Oper Dent* 1998;23:36-42.
200. Hofman LF. Human saliva as a diagnostic specimen. *J Nutr* 2001;131:1621s-1625s.
201. Holand W, Schweiger M, Frank M, Rheinberger V. A comparison of the microstructure and properties of the IPS Empress 2 and the IPS Empress glass-ceramics. *J Biomed Mater Res* 2000;53:297-303.
202. Holderegger C, Sailer I, Schuhmacher C, Schläpfer R, Hämmerle CH, Fischer J. Shear bond strength of resin cements to human dentin. *Dent Mater* 2008;24:944-950.
203. Hongqiang Y, Quian Z, Ke S, Jue Z, Yang J, Yongsheng Z. Aging effects of fiber post surface treatment with nonthermal plasma. *Int J Prosthodont* 2012;25:509-511.
204. Hu JC, Hu Y, Lu Y, Smith CE, Lertlam R, Wright JT, Suggs C, McKee MD, Beniash E, Kabir ME, Simmer JP. Enamelin is critical for ameloblast integrity and enamel ultrastructure formation. *PloS One* 2014;9:e89303.
205. Hu M, Weiger R, Fischer J. Comparison of two test designs for evaluating the shear bond strength of resin composite cements. *Dent Mater* 2016;32:223-232.
206. Huettig F, Prutscher A, Goldammer C, Kreutzer CA, Weber H. First clinical experiences with CAD/CAM fabricated PMMA-based fixed dental prostheses as long-term temporaries. *Clin Oral Investig* 2016;20:161-168.
207. Ibarra G, Johnson GH, Geurtsen W, Vargas MA. Microleakage of porcelain veneer restorations bonded to enamel and dentin with a new self-adhesive resin-based dental cement. *Dent Mater* 2007;23:218-225.
208. Ikeda M, Matin K, Nikaido T, Foxton RM, Tagami J. Effect of surface characteristics on adherence of *S. mutans* biofilms to indirect resin composites. *Dent Mater J* 2007;26:915-923.
209. Ilie N, Hickel R. Correlation between ceramics translucency and polymerization efficiency through ceramics. *Dent Mater* 2008;24:908-914.
210. Ilie N, Simon A. Effect of curing mode on the micro-mechanical properties of dual-cured self-adhesive resin cements. *Clin Oral Investig* 2012;16:505-512.
211. Ilie N, Stawarczyk B. Quantification of the amount of blue light passing through monolithic zirconia with respect to thickness and polymerization conditions. *J Prosth Dent* 2015;113:114-121.
212. Imamura S, Takahashi H, Hayakawa I, Loyaga-Rendon PG, Minakuchi S. Effect of filler type and polishing on the discoloration of composite resin artificial teeth. *Dent Mater J* 2008;27:802-808.

213. Imazato S, Tarumi H, Kobayashi K, Hiraguri H, Oda K, Tsuchitani Y. Relationship between the degree of conversion and internal discoloration of light-activated composite. *Dent Mater* 1995;14:23-30.
214. Inchingolo F, Pacifici A, Gargari M, Acitores Garcia JI, Amantea M, Marrelli M, Dipalma G, Inchingolo AM, Rinaldi R, Inchingolo AD, Pacifici L, Tatullo M. CHARGE syndrome: an overview on dental and maxillofacial features. *Eur Rev Med Pharmacol Sci* 2014;18:2089-2093.
215. Inokoshi M, Kameyama A, De Munck J, Minakuchi S, Van Meerbeek B. Durable bonding to mechanically and/or chemically pre-treated dental zirconia. *J Dent* 2012;41:170-179.
216. Inokoshi M, Van Meerbeek B. Adhesively luted zirconia restorations: why and how? *J Adhes Dent* 2014;16:294-298.
217. Ito S, Hashimoto M, Wadgaonkar B, Svizero N, Carvalho RM, Yiu C, Rueggeberg FA, Foulger S, Saito T, Nishitani Y, Yoshiyama M, Tay FR, Pashley DH. Effects of resin hydrophilicity on water sorption and changes in modulus of elasticity. *Biomaterials* 2005;26:6449-6459.
218. Jaffer F, Finer Y, Santerre JP. Interactions between resin monomers and commercial composite resins with human saliva derived esterases. *Biomaterials* 2002;23:1707-1719.
219. Jakob FM, Jungbauer G, Schneider J, Malyk Y, Edelhoff D, Hickel R, Huth K. Biocompatibility of new CAD/CAM-machinable materials for provisional long-term restorations. Abstract 2280, IADR Barcelona. 2010.
220. Jankar AS, Kale Y, Pustake S, Bijjaragi S, Pustake B. Spectrophotometric study of the effect of luting agents on the resultant shade of ceramic veneers: an in vitro study. *J Clin Diagn Res* 2015;9:56-60.
221. Janus J, Fauxpoint G, Arntz Y, Pelletier H, Etienne O. Surface roughness and morphology of three nanocomposites after two different polishing treatments by a multitechnique approach. *Dent Mater* 2010;26:416-425.
222. Jardel V, Degrange M, Picard B, Derrien G. Surface energy of etched ceramic. *Int J Prosthodont* 1999;12:415-418.
223. Jemt T, Ahlberg G, Henriksson K, Bondevik O. Tooth movements adjacent to single-implant restorations after more than 15 years of follow-up. *Int J Prosthodont* 2007;20:626-632.
224. Jiang L, Wang CY, Zheng SN, Xue J, Zhou JL, Li W. Effect of Fe₂O₃ on optical properties of zirconia dental ceramic. *Chin J Dent Res* 2015;18:35-40.
225. Jin J, Takahashi R, Hickel R, Kunzelmann KH. Surface properties of universal and flowable nanohybrid composites after simulated tooth brushing. *Am J Dent* 2014;27:149-154.
226. John MT, Feuerstahler L, Waller N, Baba K, Larsson P, Celebic A, Kende D, Renner-Sitar K, Reissmann DR. Confirmatory factor analysis of the Oral Health Impact Profile. *J Oral Rehabil* 2014;41:644-652.
227. John MT, Reissmann DR, Feuerstahler L, Waller N, Baba K, Larsson P, Celebić A, Szabo G, Renner-Sitar K. Exploratory factor analysis of the Oral Health Impact Profile. *J Oral Rehabil* 2014;41:635-643.
228. John MT, Reissmann DR, Schierz O, Allen F. No significant retest effects in oral health-related quality of life assessment using the Oral Health Impact Profile. *Acta Odontol Scand* 2008;66:135-138.

229. John MT, Rener-Sitar K, Baba K, Celebic A, Larsson P, Szabo G, Norton WE, Reissmann DR. Patterns of impaired oral health-related quality of life dimensions. *J Oral Rehabil* 2016;43:519-527.
230. Jongamans MCJ, Admiraal RJ, Van Der Donk KP, Vissers LELM, Baas BF, Kapusta L, van Hagen JM, Donnai D, de Ravel TJ, Veltman JA, Geurts van Kessel A, De Vries BB, Brunner HG, Hoefsloot LH, van Ravenswaaij CM. CHARGE syndrome: identification of 22 novel mutations and evidence for a low contribution of large CHD7 deletions. *J Med Genet* 2007;9:690-694.
231. Jongsma LA, Kleverlaan CJ, Feilzer AJ. Clinical success and survival of indirect resin composite crowns: Results of a 3-year prospective study. *Dent Mater* 2012;28:952-960.
232. Kaelble DH. Dispersion-polar surface tension properties of organic solids. *J Adhes* 1970;2:66-81.
233. Kakaboura A, Fragouli M, Rahiotis C, Silikas N. Evaluation of surface characteristics of dental composites using profilometry, scanning electron, atomic force microscopy and gloss-meter. *J Mater Sci Mater Med* 2007;18:155-163.
234. Kalachandra S, Turner DT. Water sorption of polymethacrylate networks: Bis-GMA/TEGDM copolymers. *J Biomed Mater Res A* 1987;21:329-338.
235. Kalachandra S. Influence of fillers on the water sorption of composites. *Dent Mater* 1989;5:283-288.
236. Kalavacharla VK, Lawson NC, Ramp LC, Burgess JO. Influence of etching protocol and silane treatment with a universal adhesive on lithium disilicate bond strength. *Oper Dent* 2015;40:372-378.
237. Kamble VD, Parkhedkar RD. Multidisciplinary approach for restoring function and esthetics in a patient with amelogenesis imperfecta: a clinical report. *J Clin Diagn Res* 2013;7:3083-3085.
238. Kelly JR, Benetti P, Rungruanganunt P, Bona AD. The slippery slope: critical perspectives on in vitro research methodologies. *Dent Mater* 2012;28:41-51.
239. Kelly JR, Benetti P. Ceramic materials in dentistry: historical evolution and current practice. *Aust Dent J* 2011;56:84-96.
240. Kelly JR, Nishimura I, Campbell SD. Ceramics in dentistry: historical roots and current perspectives. *J Prosthet Dent* 1996;75,18-32.
241. Kern M, Lehmann F. Influence of surface conditioning on bonding to polyetheretherketon (PEEK). *Dent Mater* 2012;28:1280-1283.
242. Kern M, Sasse M. Ten-year survival of anterior all-ceramic resin-bonded fixed dental prostheses. *J Adhes Dent* 2011;13:407-410.
243. Kern M, Wegner SM. Bonding to zirconia ceramic: adhesion methods and their durability. *Dent Mater* 1998;14:64-71.
244. Kern M. Bonding to oxide ceramics-Laboratory testing versus clinical outcome. *Dent Mater* 2015;31:8-14.
245. Kern M. Resin bonding to oxide ceramics for dental restorations. *J Adhes Sci Technol* 2009;23:1097-1111.
246. Keul C, Liebermann A, Schmidlin PR, Roos M, Sener B, Stawarczyk B. Influence of PEEK surface modification on surface properties and bond strength to veneering resin composites. *J Adhes Dent* 2014;16:383-392.
247. Keul C, Martin A, Wimmer T, Roos M, Gernet W, Stawarczyk B. Tensile bond strength of PMMA- and composite-based CAD/CAM materials to luting cements after different conditioning methods. *Int J Adhes Adhes* 2013;46:122-127.

248. Khokhar ZA, Razzoog ME, Yaman P. Color stability of restorative resins. *Quintessence Int* 1991;22:733-737.
249. Khoroushi M, Rafiei E. Effect of thermocycling and water storage on bond longevity of two self-etch adhesives. *Gen Dent* 2013;61:39-44.
250. Kim MJ, Oh SH, Kim JH, Ju Sw, Seo DG, Jun SH, Ahn JS, Ryu JJ. Wear evaluation of the human enamel opposing different Y-TZP dental ceramics and other porcelains. *J Dent* 2012;40:979-988.
251. Kitzmüller K, Graf A, Watts D, Schedle A. Setting kinetics and shrinkage of self-adhesive resin cements depend on cure-mode and temperature. *Dent Mater* 2011;27:544-551.
252. Klimke J, Trunec M, Krell A. Transparent tetragonal yttria-stabilized zirconia ceramics: influence of scattering caused by birefringence. *J Am Ceram Soc* 2011;94:1850-1858.
253. Klink A, Groten M, Huettig F. Complete rehabilitation of compromised full dentitions with adhesively bonded all-ceramic single-tooth restorations: Long-term outcome in patients with and without amelogenesis imperfecta. *J Dent* 2018;70:51-58.
254. Klosa K, Wolfart S, Lehmann F, Wenz HJ, Kern M. The effect of storage conditions, contamination modes and cleaning procedures on the resin bond strength to lithium disilicate ceramic. *J Adhes Dent* 2009;11:127-135.
255. Koga K, Tsujimoto A, Ishii R, Iino M, Kotaku M, Takamizawa T, Tsubota K, Miyazaki M. Influence of oxygen inhibition on the surface free-energy and dentin bond strength of self-etch adhesives. *Eur J Oral Sci* 2011;119:395-400.
256. Koizumi H, Nakayama D, Komine F, Blatz MB, Matsumura H. Bonding of resin-based luting cements to zirconia with and without the use of ceramic priming agents. *J Adhes Dent* 2012;14:385-392.
257. Koller M, Arnetzl GV, Holly L, Arnetzl G. Lava ultimate resin nano ceramic for CAD/CAM: customization case study. *Int J Comput Dent* 2012;15:159-164.
258. Krämer N, Kunzelmann KH, Taschner M, Mehl A, Garcia-Godoy F, Frankenberger R. Antagonist enamel wears more than ceramic inlays. *J Dent Res* 2006;85:1097-1100.
259. Kraus BS. Morphologic relationships between enamel and dentin surfaces of lower first molar teeth. *J Dent Res* 1952;31:248-256.
260. Kristoffersson K, Axelsson P, Bratthall D. Effect of a professional tooth cleaning program on interdentally localized *Streptococcus mutans*. *Caries Res* 1984;18:385-390.
261. Kunzelmann KH, Jelen B, Mehl A, Hickel R. Wear evaluation of MZ100 compared to ceramic CAD/CAM materials. *Int J Comput Dent* 2001;4:171-184.
262. Kurklu D, Azer SS, Yilmaz B, Johnston WM. Porcelain thickness and cement shade effects on the colour and translucency of porcelain veneering materials. *J Dent* 2013;41:1043-1050.
263. Kuroda S, Shinya A, Yokoyama D, Gomi H, Shinya A. Effects of coloring agents applied during sintering on bending strength and hardness of zirconia ceramics. *Dent Mater J* 2013;32:793-800.
264. Kurtz SM, Devine JN. PEEK biomaterials in trauma, orthopedic, and spinal implants. *Biomaterials* 2007;28:4845-4869.
265. Kvam K, Karlsson S. Solubility and strength of zirconia-based dental materials after artificial aging. *J Prosthet Dent* 2013;110:281-287.
266. Kwok DY, Lam CNC, Li A, Leung A, Wu R, Mok E, Neumann AW. Measuring and interpreting contact angles: a complex issue. *Colloids and Surfaces* 1998;142:219-235.

267. Lalani SR, Safiullah AM, Fernbach SD, Harutyunyan KG, Thaller C, Peterson LE, McPherson JD, Gibbs RA, White LD, Hefner M, Davenport SL, Graham JM, Bacino CA, Glass NL, Towbin JA, Craigen WJ, Neish SR, Lin AE, Belmont JW. Spectrum of CHD7 mutations in 110 individuals with CHARGE syndrome and genotype-phenotype correlation. *Am J Hum Genet* 2006;78:303-314.
268. Lam WY, McGrath CP, Botelho MG. Impact of complications of single tooth restorations on oral health-related quality of life. *Clin Oral Implants Res* 2014;25:67-73.
269. Larsen IB, Munksgaard EC. Effect of human saliva on surface degradation of composite resins. *Scand J Dent Res* 1991;99:254-261.
270. Lassila LV, Nagas E, Vallittu PK, Garoushi S. Translucency of flowable bulk-filling composites of various thicknesses. *Chin J Dent Res* 2012;15:31-35.
271. Lauvahutanon S, Takahashi H, Shiozawa M, Iwasaki M, Asakawa Y, Oki M, Finger W, Arksornnukit M. Mechanical properties of composite resin blocks for CAD/CAM. *Dent Mater J* 2014;33:705-710.
272. Lee YK, Lim BS, Rhee SH, Yang HC, Powers JM. Color and translucency of A2 shade resin composites after curing, polishing and thermocycling. *Oper Dent* 2005;30:436-442.
273. Lee YK, Lu H, Oguri M, Powers JM. Changes in gloss after simulated generalized wear of composite resins. *J Prosthet Dent* 2005;94:370-376.
274. Lee YK, Lu H, Powers JM. Changes in opalescence and fluorescence properties of resin composites after accelerated aging. *Dent Mater* 2006;22:653-660.
275. Lee YK. Comparison of CIELAB DE* and CIEDE2000 color-differences after polymerization and thermocycling of resin composites. *Dent Mater* 2005;21:678-682.
276. Leung VW, Darvell BW. Artificial salivas for in vitro studies of dental materials. *J Dent* 1997;25:475-484.
277. Li Q, Yu H, Wang YN. Spectrophotometric evaluation of the optical influence of core build-up composites on all-ceramic materials. *Dent Mater* 2009;25:158-165.
278. Liebermann A, Wimmer T, Schmidlin PR, Scherer H, Löffler P, Roos M, Stawarczyk B. Physicomechanical characterization of polyetheretherketone and current esthetic dental CAD/CAM polymers after aging in different storage media. *J Prosthet Dent* 2015;115:321-328.
279. Lim HN, Yu B, Lee YK. Spectroradiometric and spectrophotometric translucency of ceramic materials. *J Prosthet Dent* 2010;104:239-246.
280. Lima DP, Diniz DG, Moimaz SA, Sumida DH, Okamoto AC. Saliva: reflection of the body. *Int J Infect Dis* 2010;14:e184-188.
281. Lin BA, Jaffer F, Duff MD, Tang YW, Santerre JP. Identifying enzyme activities within human saliva which are relevant to dental resin composite biodegradation. *Biomaterials* 2005;26:4259-4264.
282. Lin CL, Chang YH, Liu PR. Multi-factorial analysis of a cusp-replacing adhesive premolar restoration: a finite element study. *J Dent* 2008;36:194-203.
283. Listl S, Behr M, Eichhammer P, Tschernig R. The psychological impact of prosthodontic treatment--a discrete response modelling approach. *Clin Oral Investig* 2012;16:997-1006.
284. Liston EM. Plasma treatment for improved bonding: a review. *J Adhes* 1989;30:199-218.
285. Little DA, Graham L. Zirconia: simplifying esthetic dentistry. *Compend Contin Educ Dent* 2004;25:490-494.

286. Locker D, Allen F. What do measures of 'oral health-related quality of life' measure? *Community Dent Oral Epidemiol* 2007;35:401-411.
287. Locker D. Measuring oral health: a conceptual framework. *Community Dent Health* 1988;5:3-18.
288. Lohbauer U, Belli R, Ferracane JL. Factors involved in mechanical fatigue degradation of dental resin composites. *J Dent Res* 2013;92:584-591.
289. Loher H, Behr M, Hintereder U, Rosentritt M. The impact of cement mixing and storage errors on the risk of failure of glass-ceramic crowns. *Clin Oral Investig* 2009;13:217-222.
290. Loi I, Di Felice A. Biologically oriented preparation technique (BOPT): a new approach for prosthetic restoration of periodontically healthy teeth. *Eur J Esthet Dent* 2013;8:10-23.
291. Longman CM, Pearson CJ. Variation in temperature of the oral cavity during the imbibition of hot and cold fluids (Abstract 283). *J Dent Res* 1984;63:521.
292. Longman CM, Pearson GJ. Variation in tooth surface temperature in the oral cavity during fluid intake. *Biomaterials* 1987;8:411-414.
293. Loomans B, Opdam N, Attin T, Bartlett D, Edelhoff D, Frankenberger R, Benic G, Ramseyer S, Wetselaar P, Sterenborg B, Hickel R, Pallesen U, Mehta S, Banerji S, Lussi A, Wilson N. Severe Tooth Wear: European Consensus Statement on Management Guidelines. *J Adhes Dent* 2017;19:111-119.
294. Lu H, Lee YK, Villalta P, Powers JM, Garcia-Godoy F. Influence of the amount of UV component in daylight simulator on the color of dental composite resins. *J Prosthet Dent* 2006;96:322-327.
295. Lughi V, Sergo V. Low temperature degradation-aging of zirconia: a critical review of the relevant aspects in dentistry. *Dent Mater* 2010;26:807-820.
296. Lung CYK, Matinlinna JP. Aspects of silane coupling agents and surface conditioning in dentistry: An overview. *Dent Mater* 2012;28:467-477.
297. Lussi A, Carvalho TS. Erosive tooth wear: a multifactorial condition of growing concern and increasing knowledge. *Monogr Oral Sci* 2014;25:1-15.
298. Lüthy H, Loeffel O, Hämmerle CH. Effect of thermocycling on bond strength of luting cements to zirconia ceramic. *Dent Mater* 2006;22:195-200.
299. Lutz F, Sener B, Imfeld T, Barbakow F, Schupbach P. Self-adjusting abrasiveness: A new technology for prophylaxis pastes. *Quintessence Int* 1993;24:53-63.
300. Ma L, Guess PC, Zhang Y. Load-bearing properties of minimal-invasive monolithic lithium disilicate and zirconia occlusal onlays: finite element and theoretical analyses. *Dent Mater* 2013;29:742-751.
301. Mack MR. Vertical dimension: a dynamic concept based on facial form and oropharyngeal function. *J Prosthet Dent* 1991;66:478-485.
302. Magne M, Magne I, Bazos P, Paranhos MPG. The parallel stratification masking technique: an analytical approach to predicably mask discolored dental substrate. *Eur J Esthet Dent* 2010;5:330-339.
303. Magne P, Belser U. Porcelain versus composite inlays/onlays: effect of mechanical loads on stress distribution, adhesion, and crown flexure. *Int J Periodontics Restor Dent* 2003;23:543-555.
304. Magne P, Paranhos MP, Burnett LH Jr. New zirconia primer improves bond strength of resin-based ceramics. *Dent Mater* 2010;26:345-352.
305. Magne P, Perakis N, Belser UC, Krejci I. Stress distribution of inlay-anchored adhesive fixed partial dentures: a finite element analysis of the influence of restorative materials and abutment preparation design. *J Prosthet Dent* 2002;87:516-527.

306. Magne P, Schlichting LH, Maia HP, Baratieri LN. In vitro fatigue resistance of CAD/CAM composite resin and ceramic posterior occlusal veneers. *J Prosthet Dent* 2010;104:149-157.
307. Magne P, Stanley K, Schlichting LH. Modeling of ultrathin occlusal veneers. *Dent Mater* 2012;28:777-782.
308. Magne P. A new approach to the learning of dental morphology, function and esthetics: the '2D-3D-4D' concept. *Int J Esthet Dent* 2015;10:32-47.
309. Malacarne J, Carvalho RM, de Goes MF, Svizero N, Pashley DH, Tay FR, Yiu CK, Carrilho MR. Water sorption/solubility of dental adhesive resins. *Dent Mater* 2006;22:973-980.
310. Marghalani HY. Sorption and solubility characteristics of self-adhesive resin cements. *Dent Mater* 2012;28:187-198.
311. Marshall SJ, Bayne SC, Baier R, Tomsia AP, Marshall GW. A review of adhesion science. *Dent Mater* 2010;26:e11-16.
312. Matsuzaki F, Sekine H, Honma S, Takanashi T, Furuya K, Yajima Y, Yoshimira M. Translucency and flexural strength of monolithic translucent zirconia and porcelain-layered zirconia. *Dent Mater J* 2015;34:910-974.
313. Mattheeuws N, Dermaut L, Martens G. Has hypodontia increased in Caucasians during the 20th century? A meta-analysis. *Eur J Orthod* 2004;26:99-103.
314. Mayworm CD, Camargo SS Jr, Bastian FL. Influence of artificial saliva on abrasive wear and microhardness of dental composites filled with nanoparticles. *J Dent* 2008;36:703-710.
315. Mc Lean JW, Hubbard JR, Kedge MI. Science and art of dental ceramics. Quintessence (Chicago) 1979:333.
316. McLean, JW, Kedge, MI, Hubbard, JR. The bonded alumina crown. 2. Construction using the twin foil technique. *Aust Dent J* 1976;21:262-268.
317. Mehta SB, Banerji S, Millar BJ, Suarez-Feito JM. Current concepts on the management of tooth wear: part 1. Assessment, treatment planning and strategies for the prevention and the passive management of tooth wear. *Br Dent J* 2012;212:17-27.
318. Mehta SB, Banerji S, Millar BJ, Suarez-Feito JM. Current concepts on the management of tooth wear: part 4. An overview of the restorative techniques and dental materials commonly applied for the management of tooth wear. *Br Dent J* 2012;212:169-177.
319. Menne-Happ U, Ilie N. Effect of gloss and heat on the mechanical behaviour of a glass carbomer cement. *J Dent* 2013;41:223-230.
320. Mese A, Burrow MF, Tyas MJ. Sorption and solubility of luting cements in different solutions. *Dent Mater J* 2008;27:702-709.
321. Mete JJ, Dange SP, Khalikar AN, Vaidya SP. Functional and esthetic rehabilitation of mutilated dentition associated with amelogenesis imperfecta. *J Indian Prosthodont Soc* 2012;12:94-100.
322. Meyer JM, Wirthner JM, Barraud R, Susz CP, Nally JN. Corrosion studies on nickel-based casing alloys. Corrosion and degradation of implant materials. *Am Soc Test Mater* 1979:295-315.
323. Michaud PL, MacKenzie A. Compatibility between dental adhesive systems and dual-polymerizing composite resins. *J Prosthet Dent* 2016;116:597-602.
324. Miyagawa Y, Powers JM, O'Brien WJ. Optical properties of direct restorative materials. *J Dent Res* 1981;60:890-894.

325. Miyazaki T, Nakamura T, Matsumura H, Ban S, Kobayashi T. Current status of zirconia restoration. *J Prosthodont Res* 2013;57:236-261.
326. Molin MK, Karlsson SL. Five-year clinical prospective evaluation of zirconia-based Denzir 3-unit FDPs. *Int J Prosthodont* 2008;21:223-227.
327. Monaco C, Arena A, Özcan M. Effect of prophylactic polishing pastes on roughness and translucency of lithium disilicate ceramic. *Int J Periodontics Restorative Dent* 2014;34:e26-29.
328. Monteiro P, Brito P, Pereira J, Alves R. The importance of the optical properties in dental silica-based ceramics. *Dent Ceram* 2012;40:477-481.
329. Moosavi H, Hariri I, Sadr A, Thitthaweerat S, Tagami J. Effects of curing mode and moisture on nanoindentation mechanical properties and bonding of a self-adhesive resin cement to pulp chamber floor. *Dent Mater* 2013;29:708-717.
330. Moraes MCCSB, Elias CN, Filho JD, Oliveira LG. Mechanical properties of alumina-zirconia composites for ceramic abutments. *Mater Rest* 2004;7:643-649.
331. Mörmann WH, Stawarczyk B, Ender A, Sener B, Attin T, Mehl A. Wear characteristics of current aesthetic dental restorative CAD/CAM materials: two-body wear, gloss retention, roughness and Martens hardness. *J Mech Behav Biomed Mater* 2013;20:113-125.
332. Mota YA, Cetes C, Carvalho RF, Machado JPB, Leite FPP, Souza ROA, Özcan M. Monoclinic phase transformation and mechanical durability of zirconia ceramic after fatigue and autoclave aging. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater* 2016;82:1-8.
333. Munchow EA, Ferreira AC, Machado RM, Ramos TS, Rodrigues-Junior SA, Zanchi CH. Effect of acidic solutions on the surface degradation of a microhybrid composite resin. *Braz Dent J* 2014;25:321-326.
334. Musanje L, Darvell BW. Aspects of water sorption from the air, water and artificial saliva in resin composite restorative materials. *Dent Mater* 2003;19:414-422.
335. Nagata K, Wakabayashi N, Takahashi H, Vallittu PK, Lassila LV. Fracture resistance of CAD/CAM-fabricated fiber reinforced composite denture retainers. *Int J Prosthodont* 2013;26:381-383.
336. Nakajima M, Arimoto A, Prasansuttiporn T, Thanatvarakorn O, Foxton RM, Tagami J. Light transmission characteristics of dentin and resin composites with different thickness. *J Dent* 2012;40:e77–e82.
337. Nakamura K, Harada A, Ono M, Shibasaki H, Kanno T, Niwano Y, Adolfsson E, Milleding P, Örtengren U. Effect of low-temperature degradation on the mechanical and microstructural properties of tooth-colored 3Y-TZP ceramics. *J Mech Behav Biomed Mater* 2016;53:301-311.
338. Nakamura T, Nakamura T, Ohyama T, Wakabayashi K. Ceramic restorations of anterior teeth without proximal reduction: a case report. *Quintessence Int* 2003;34:752-755.
339. Nakamura T, Saito O, Fuyikawa J, Ishigaki S. Influence of abutment substrate and ceramic thickness on the colour of heat-pressed ceramic crowns. *J Oral Rehabil* 2002;29:805-809.
340. Nakamura T, Wakabayashi K, Kinuta S, Nishida H, Miyamae M, Yatani H. Mechanical properties of new self-adhesive resin-based cement. *J Prosthodont Res* 2010;54:59-64.
341. Nasim I, Neelakantan P, Sujeer R, Subbarao CV. Color stability of microfilled, microhybrid and nanocomposite resins - An in vitro study. *J Dent* 2010;38:137-142.
342. Neme AI, Frazier KB, Roeder LB, Debner TL. Effect of prophylactic polishing protocols on the surface roughness of esthetic restorative materials. *Oper Dent* 2002;27:50-58.

343. Nguyen JF, Migonney V, Ruse ND, Sadoun M. Resin composite blocks via high-pressure high-temperature polymerization. *Dent Mater* 2012;28:529-534.
344. Nishigawa G, Maruo Y, Oka M, Oki K, Minagi S, Okamoto M. Plasma treatment increased shear bond strength between heat cured acrylic resin and self-curing acrylic resin. *J Oral Rehabil* 2003;30:1081-1084.
345. Niu E, Agustin M, Douglas RD. Color match of machinable lithium disilicate ceramics: Effects of cement color and thickness. *J Prosthet Dent* 2014;111:42-50.
346. Niu E, Agustin M, Douglas RD. Color match of machinable lithium disilicate ceramics: Effects of foundation restoration. *J Prosthet Dent* 2013;110:501-509.
347. Nogueira AD, Della Bona A. The effect of a coupling medium on color and translucency of CAD-CAM ceramics. *J Dent* 2013;41:e18-23.
348. Nuttall NM, Slade GD, Sanders AE, Steele JG, Allen PF, Lahti S. An empirically derived population-response model of the short form of the Oral Health Impact Profile. *Community Dent Oral Epidemiol* 2006;34:18-24.
349. O'Brien WJ, Johnston WM, Fanian F, Lambert S. The surface roughness and gloss of composites. *J Dent Res* 1984;63:685-688.
350. Ohara N, Koizumi H, Matsumoto Y, Nakayama D, Ogino T, Matsumara H. Surface roughness and gloss of indirect composite etched with acidulated phosphate fluoride solution. *Acta Odontol Scand* 2009;67:313-320.
351. Opdam N, Frankenberger R, Magne P. From 'direct versus indirect' toward an integrated restorative concept in the posterior dentition. *Oper Dent* 2016;41:S27-S34.
352. Ortengren U, Andersson F, Elgh U, Terselius B, Karlsson S. Influence of pH and storage time on the sorption and solubility behaviour of three composite resin materials. *J Dent* 2001;29:35-41.
353. Ortengren U, Wellendorf H, Karlsson S, Ruyter IE. Water sorption and solubility of dental composites and identification of monomers released in an aqueous environment. *J Oral Rehab* 2001;28:1106-1115.
354. Ourahmoune R, Salvia M, Mathia TG, Mesrati N. Surface morphology and wettability of sandblasted PEEK and its composites. *Scanning* 2014;36:64-75.
355. Owens DK, Wendt RC. Estimation of the surface free energy of polymers. *J Appl Polym Sci* 1969;13:1741-1747.
356. Oyama K, Tsujimoto A, Otsuka E, Shimizu Y, Shiratsuchi K, Tsubota K, Takamizawa T, Miyazaki M. Influence of oxygen inhibition on the surface free energy and enamel bond strength of self-etch adhesives. *Dent Mater J* 2012;31:26-31.
357. Öztürk E, Chiang YC, Cosgun E, Bolay S, Hickel R, Ilie N. Effect of resin shades on opacity of ceramic veneers and polymerization efficiency through ceramics. *J Dent* 2013;41:e8-14.
358. Packham DE. Surface energy, surface topography and adhesion. *Int J Adhes Adhes* 2003;23:437-448.
359. Palmer DS, Barco MT, Billy EJ. Temperature extremes produced orally by hot and cold liquids. *J Prosthet Dent* 1992;67:325-327.
360. Paravina RD, Roeder L, Lu H, Vogel K, Powers JM. Effect of finishing and polishing procedures on surface roughness, gloss and color of resin-based composites. *Am J Dent* 2004;17:262-266.
361. Passia N, Lehmann F, Freitag-Wolf S, Kern M. Tensile bond strength of different universal adhesive systems to lithium disilicate ceramic. *J Am Dent Assoc* 2015;146:729-734.
362. Patil SS, Rakhewar PS, Limaye PS, Chaudhari NP. A comparative evaluation of plaque-removing efficacy of air polishing and rubber-cup, bristle brush with paste

- polishing on oral hygiene status: A clinical study. *J Int Soc Prev Community Dent* 2015;5:457-462.
363. Penate L, Basilio J, Roig M, Mercadé M. Comparative study of interim materials for direct fixed prostheses and their fabrication with CAD/CAM technique. *J Prosthet Dent* 2015;111:248-253.
364. Perez MM, Ghinea R, Herrera LJ, Ionescu AM, Pomares H, Pulgar R, Paravina RD. Dental ceramics: a CIEDE2000 acceptability thresholds for lightness, chroma and hue differences. *J Dent* 2011;39:e37-44.
365. Petropoulou A, Vrochari AD, Hellwig E, Stampf S, Polydorou O. Water sorption and water of self-etching and self-adhesive resin cements. *J Prosthet Dent* 2015;114:674-679.
366. Peumans M, van Meerbeek B, Lambrechts P, Vanherle G. Porcelain veneers: a review of the literature. *J Dent* 2000;28:163-177.
367. Phoenix RD, Shen C. Characterization of treated porcelain surfaces via dynamic contact angle analysis. *Int J Prosthodont* 1995;8:187-194.
368. Piconi C, Maccauro G. Zirconia as a ceramic biomaterial. *Biomaterials* 1999;20:1-25.
369. Pires-de-Souza Fde C, Casemiro LA, Garcia Lda F, Cruvinel DR. Color stability of dental ceramics submitted to artificial accelerated aging after repeated firings. *J Prosthet Dent* 2009;101:13-18.
370. Piwowarczyk A, Blum J, Abendroth H. Non-prep restoration of an ankylosed incisor: a case report. *Quintessence Int* 2015;46:281-285.
371. Piwowarczyk A, Lauer HC, Sorensen JA. In vitro shear bond strength of cementing agents to fixed prosthodontic restorative materials. *J Prosthet Dent* 2004;92:265-273.
372. Piwowarczyk A, Lauer HC, Sorensen JA. The shear bond strength between luting cements and zirconia ceramics after two pre-treatments. *Oper Dent* 2005;30:382-388.
373. Piwowarczyk A, Lauer HC. Mechanical properties of luting cements after water storage. *Oper Dent* 2003;28:535-542.
374. Polder BJ, Van't Hof MA, Van der Linden FP, Kuijpers-Jagtman AM. A meta-analysis of the prevalence of dental agenesis of permanent teeth. *Community Dent Oral Epidemiol* 2004;32:217-226.
375. Quirynen M, Bollen CM. The influence of surface roughness and surface-free energy on supra- and subgingival plaque formation in man: a review of the literature. *J Clin Periodontol* 1995;22:1-14.
376. Qvist V, Thylstrup A, Mjör IA. Restorative treatment pattern and longevity of resin restorations in Denmark. *Acta Odontol Scand* 1986;44:351-356.
377. Radovic I, Monticelli F, Goracci C, Vulicevic ZR, Ferrari M. Self-adhesive resin cements: a literature review. *J Adhes Dent* 2008;10:251-258.
378. Ragain JC Jr, Johnston WM. Accuracy of Kubelka-Munk reflectance theory applied to human dentin and enamel. *J Dent Res* 2001;80:449-452.
379. Raigrodski AJ, Chiche GJ, Potiket N, Hochstedler JL, Mohamed SE, Billiot S, Mercante DE. The efficacy of posterior three-unit zirconium-oxide-based ceramic fixed partial dental prostheses: a prospective clinical pilot study. *J Prosthet Dent* 2006;96:237-244.
380. Rathke A, Balz U, Muche R, Haller B. Effects of self-curing activator and curing protocol on the bond strength of composite core buildups. *J Adhes Dent* 2012;14:39-46.
381. Reis AF, Giannini M, Lovadino JR, Ambrosano GM. Effects of various finishing systems on the surface roughness and staining susceptibility of packable composite resins. *Dent Mater* 2003;19:12-18.

382. Reissmann DR, Erler A, Hirsch C, Sierwald I, Machuca C, Schierz O. Bias in retrospective assessment of perceived dental treatment effects when using the Oral Health Impact Profile. *Qual Life Res* 2018;27:775-782.
383. Rieder CE. Use of provisional restorations to develop and achieve esthetic expectations. *Int J Periodontics Restorative Dent* 1989;9:122-139.
384. Rimmer SE, Mellor AC. Patient's perceptions of esthetics and technical quality in crowns and fixed partial dentures. *Quintessence Int* 1996;27:155-162.
385. Rinke S, Gersdorff N, Lange K, Roediger M. Prospective evaluation of zirconia posterior fixed partial dentures: 7-year clinical results. *Int J Prosth* 2013;26:164-721.
386. Ritts AC, Li H, Yu Q, Xu C, Yao X, Hong L, Wang Y. Dentin surface treatment using a non-thermal argon plasma brush for interfacial bonding improvement in composite restoration. *Eur J Oral Sci* 2010;118:510-516.
387. Robinson FG, Haywood VB, Myers M. Effect of 10 percent carbamide peroxide on color of provisional restoration materials. *J Am Dent* 1997;128:727-731.
388. Rocca GT, Bonnafous F, Rizcalla N, Krejci I. A technique to improve the esthetic aspects of CAD/CAM composite resin restorations. *J Prosthet Dent* 2010;104:273-275.
389. Román-Rodríguez JL, Fons-Font A, Amigó-Borrás V, Granell-Ruiz M, Busquets-Mataix D, Panadero RA, Solá-Ruiz MF. Bond strength of selected composite resin-cements to zirconium-oxide ceramic. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal* 2013;18:e115-e123.
390. Roman-Rodriguez JL, Perez-Barquero JA, Gonzalez-Angulo E, Fons-Font A. Bonding to silicate ceramics: Conventional technique compared with a simplified technique. *J Clin Exp Dent* 2017;9:e384-386.
391. Rosentritt M, Behr M, Lang R, Handel G. Influence of cement type on the marginal adaptation of all-ceramic MOD inlays. *Dent Mater* 2004;20:463-469.
392. Rosenzweig S. Interview with Vincent Kokich. *J Dentofacial Anom Orthod* 2010;13:218-222.
393. Rouse JS. Full veneer versus traditional veneer preparation: a discussion of interproximal extension. *J Prosthet Dent* 1997;78:545-549.
394. Rutkunas V, Sabaliauskas V, Mizutani H. Effects of different food colorants and polishing techniques on color stability of provisional prosthetic materials. *Dent Mater J* 2010;29:167-176.
395. Ruyter IE, Nilner K, Moller B. Color stability of dental composite resin materials for crown and bridge veneers. *Dent Mater* 1987;3:246-251.
396. Saeidi Pour R, Edelhoff D, Prandtner O, Liebermann A. Rehabilitation of a patient with amelogenesis imperfecta using porcelain veneers and CAD/CAM polymer restorations: a clinical report. *Quintessence Int* 2015;46:843-852.
397. Sahafi A, Peutzfeldt A, Asmussen E, Gotfredsen K. Bond strength of resin cement to dentin and to surface-treated posts of titanium alloy, glass fiber, and zirconia. *J Adhes Dent* 2003;5:153-162.
398. Sailer I, Hämmerle CH. Zirconia ceramic single-retainer resin-bonded fixed dental prostheses (RBFDPs) after 4 years of clinical service: a retrospective clinical and volumetric study. *Int J Periodontics Restorative Dent* 2014;34:333-343.
399. Sailer I, Tettamanti S, Stawarczyk B, Fischer J, Hämmerle CH. In vitro study of the influence of dentin desensitizing and sealing on the shear bond strength of two universal resin cements. *J Adhes Dent* 2010;12:381-392.

400. Salami D, Luz MA. Effect of prophylactic treatments on the superficial roughness of dental tissues and of two esthetic restorative materials. *Pesqui Odontol Bras* 2003;17:63-68.
401. Samra AP, Pereira SK, Delgado LC, Borges CP. Color stability evaluation of aesthetic restorative materials. *Braz Oral Res* 2008;22:205-210.
402. Santing HJ, Meijer HJ, Raghoobar GM, Özcan M. Fracture strength and failure mode of maxillary implant-supported provisional single crowns: a comparison of composite resin crowns fabricated directly over PEEK abutments and solid titanium abutments. *Clin Implant Dent Relat Res* 2010;14:882-889.
403. Sasse M, Kern M. Survival of anterior cantilevered all-ceramic resin-bonded fixed dental prostheses made from zirconia ceramic. *J Dent* 2014;42:660-663.
404. Sax C, Hämmerle CH, Sailer I. 10-year clinical outcomes of fixed dental prostheses with zirconia frameworks. *Int J Comput Dent* 2011;14:183-202.
405. Schley JS, Heussen N, Reich S, Fischer J, Haselhuhn K, Wolfart S. Survival probability of zirconia-based fixed dental prostheses up to 5 yr: a systematic review of the literature. *Eur J Oral Sci* 2010;118:443-450.
406. Schlichting LH, Maia HP, Baratieri LN, Magne P. Novel-design ultra-thin CAD/CAM composite resin and ceramic occlusal veneers for the treatment of severe dental erosion. *J Prosthet Dent* 2011;105:217-226.
407. Schlueter N, Tveit AB. Prevalence of erosive tooth wear in risk groups. *Monogr Oral Sci* 2014;25:74-98.
408. Schmidlin PR, Stawarczyk B, Wieland M, Attin T, Hämmerle CH, Fischer J. Effect of different surface pre-treatment and luting materials on shear bond strength to PEEK. *Dent Mater* 2010;26:553-559.
409. Schmitt J, Holst S, Wichmann M, Reich S, Gollner M, Hamel J. Zirconia posterior fixed partial dentures: a prospective clinical 3-year follow-up. *Int J Prosthodont* 2009;22:597-603.
410. Schulze KA, Marshall SJ, Gansky SA, Marshall GW. Color stability and hardness in dental composites after accelerated aging. *Dent Mater* 2003;19:612-619.
411. Schweiger J, Beuer F, Stimmelmayer M, Edelhoff D, Magne P, Güth JF. Histo-anatomic 3D printing of dental structures. *BrDentJ* 2016;221:555-560.
412. Schweiger J, Trimpl J, Schwerin C, Güth JF, Erdelt KJ, Edelhoff D. Effizienter Einsatz von Additive Manufacturing (AM) im Dentalbereich. *Der aktuelle Stand im Jahr 2018. Quintessenz Zahntech* 2018;44:196-218.
413. Scougall-Vilchis RJ, Hotta Y, Hotta M, Idono T, Yamamoto K. Examination of composite resins with electron microscopy, microhardness tester and energy dispersive X-ray microanalyzer. *Dent Mater J* 2009;28:102-112.
414. Sedev RV, Petrov JG, Neumann AW. Effect of swelling of a polymer surface on advancing and receding contact angles. *J Colloid Interface Sci* 1996;180:36-42.
415. Seiss M, Nitz S, Kleinsasser N, Buters JT, Behrendt H, Hickel R, Reichl FX. Identification of 2,3-epoxymethacrylic acid as an intermediate in the metabolism of dental materials in human liver microsomes. *Dent Mater* 2007;23:9-16.
416. Selz CF, Jung BA, Guess PC. An interdisciplinary noninvasive all-ceramic treatment concept for nonsyndromic oligodontia in adolescence. *Quintessence Int* 2015;46:111-118.
417. Seow WK. Clinical diagnosis and management strategies of amelogenesis imperfecta variants. *Pediatr Dent* 1993;15:384-393.
418. Seow WK. Dental development in amelogenesis imperfecta: a controlled study. *Pediatr Dent* 1995;17:26-30.

419. Setcos JC, Tarim B, Suzuki S. Surface finish produced on resin composites by new polishing systems. *Quintessence Int* 1999;30:169-173.
420. Sezinando A, Perdigao J, Regalheiro R. Dentin bond strengths of four adhesion strategies after thermal fatigue and 6-month water storage. *J Esthet Restor Dent* 2012;24:345-355.
421. Shah K, Holloway JA, Denry IL. Effect of coloring with various metal oxides on the microstructure, color, and flexural strength of 3Y-TZP. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater* 2008;87:329-337.
422. Shahdad SA, McCabe JF, Bull S, Rusby S, Wassell RW. Hardness measured with traditional Vickers and Martens hardness methods. *Dent Mater* 2007;23:1079-1085.
423. Sharma G, Wu W, Dalal EN. The CIEDE2000 color-difference formula: implementation notes, supplementary test data, and mathematical observations. *Color Res Appl* 2005;30:21-30.
424. Shellis RP, Addy M. The interactions between attrition, abrasion and erosion in tooth wear. *Monogr Oral Sci* 2014;25:32-45.
425. Shilpa Thomas AM, Joshi JL. Idiopathic oligodontia in primary dentition: case report and review of literature. *J Clin Pediatr Dent* 2007;32:65-67.
426. Shiraishi T, Wood DJ, Shinozaki N, van Noort R. Optical properties of base dentin ceramics for all-ceramic restorations. *Dent Mater* 2011;27:165-172.
427. Shokry TE, Shen C, Elhosary MM, Elkhodary AM. Effect of core and veneer thickness on the color parameters of two all-ceramic systems. *J Prosthet Dent* 2006;95:124-129.
428. Silva LHD, Lima E, Miranda RBP, Favero SS. Dental ceramics: a review of new materials and processing methods. *Braz Oral Res* 2017;31:e58.
429. Siqueira F, Millán Cárdenas A, Gutiérrez Reyes M, Malaquias P. Laboratory performance of universal adhesive systems for luting CAD/CAM restorative materials. *J Adhes Dent* 2016;18:331-340.
430. Siqueira FS, Alessi RS, Cardenas AF, Kose C. New single-bottle ceramic primer: 6-month case report and laboratory performance. *J Contemp Dent Pract* 2016;17:1033-1039.
431. Sischo L, Broder HL. Oral health-related quality of life: what, why, how, and future implications. *J Dent Res* 2011;90:1264-1270.
432. Soderholm KJ. Degradation of glass filler in experimental composites. *J Dent Res* 1981;60:1867-1875.
433. Spear F. Diagnosing and treatment planning inadequate tooth display. *Br Dent J* 2016;221:463-472.
434. Spink LS, Rungruanganut P, Megremis S, Kelly JR. Comparison of an absolute and surrogate measure of relative translucency in dental ceramics. *Dent Mater* 2013;29:702-707.
435. Sproesser O, Schmidlin PR, Uhrenbacher J, Eichberger M, Roos M, Stawarczyk B. Work of adhesion between resin composite cement and PEEK as a function of etching duration with sulfuric acid and its correlation with bond strength values. *Int J Adhes Adhes* 2014;54:184-190.
436. Sproesser O, Schmidlin PR, Uhrenbacher J, Roos M, Gernet W, Stawarczyk B. Effect of sulfuric acid etching of polyetheretherketone on the shear bond strength to resin cements. *J Adhes Dent* 2014;16:465-472.
437. Stawarczyk B, Bähr N, Beuer F, Wimmer T, Eichberger M, Gernet W, Jahn D, Schmidlin PR. Influence of plasma pretreatment on shear bond strength of self-adhesive resin cements to polyetheretherketone. *Clin Oral Investig* 2014;18:163-170.

438. Stawarczyk B, Basler T, Ender A, Roos M, Özcan M, Hämmerle C. Effect of surface conditioning with airborne-particle abrasion on the tensile strength of polymeric CAD/CAM crowns luted with self-adhesive and conventional resin cements. *J Prosthet Dent* 2012;107:94-101.
439. Stawarczyk B, Beuer F, Wimmer T, Jahn D, Sener B, Roos M, Schmidlin PR. Polyetheretherketone - a suitable material for fixed dental prostheses? *J Biomed Mater Res B Appl Biomater* 2013;101:1209-1216.
440. Stawarczyk B, Egli R, Roos M, Özcan M, Hämmerle CH. The impact of in vitro aging on the mechanical and optical properties of indirect veneering composite resins. *J Prosthet Dent* 2011;106:386-398.
441. Stawarczyk B, Eichberger M, Uhrenbacher J, Wimmer T, Edelhoff D, Schmidlin PR. Three-unit reinforced polyetheretherketone composite FDPs: Influence of fabrication method on load-bearing capacity and failure types. *Dent Mater J* 2015;34:7-12.
442. Stawarczyk B, Ender A, Trottmann A, Özcan M, Fischer J, Hämmerle CH. Load-bearing capacity of CAD/CAM milled polymeric three-unit fixed dental prostheses: effect of aging regimens. *Clin Oral Investig* 2012;16:1669-1677.
443. Stawarczyk B, Hartmann R, Hartmann L, Roos M, Ozcan M, Sailer I, Hämmerle CH. The effect of dentin desensitizer on shear bond strength of conventional and self-adhesive resin luting cements after aging. *Oper Dent* 2011;36:492-501.
444. Stawarczyk B, Hristova E, Sener B, Roos M. Effect of hydrofluoric acid etching duration on fracture load and surface properties of three CAD/CAM glass-ceramics. *Oral Health Dent Manag* 2014;13:1131-1139.
445. Stawarczyk B, Jordan P, Schmidlin PR, Roos M, Eichberger M, Gernet W, Keul C. PEEK surface treatment effects on tensile bond strength to veneering resins. *J Prosthet Dent* 2014;112:1278-1288.
446. Stawarczyk B, Keul C, Beuer F, Roos M, Schmidlin PR. Tensile bond strength of veneering resins to PEEK: impact of different adhesives. *Dent Mater J* 2013;32:441-448.
447. Stawarczyk B, Krawczuk A, Ilie N. Tensile bond strength of resin composite repair in vitro using different surface preparation conditionings to an aged CAD/CAM resin nanoceramic. *Clin Oral Investig* 2015;19:299-308.
448. Stawarczyk B, Liebermann A, Eichberger M, Güth JF. Evaluation of mechanical and optical behavior of current esthetic dental restorative CAD/CAM composites. *J Mech Behav Biomed Mater* 2015;55:1-11.
449. 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.
450. 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.
451. Stawarczyk B, Taufall S, Roos M, Schmidlin PR, Lümke N. Bonding of composite resins to PEEK: the influence of adhesive systems and air-abrasion parameters. *Clin Oral Investig* 2018;22:763-771.
452. Stawarczyk B, Thrun H, Eichberger M, Roos M, Edelhoff D, Schweiger J, Schmidlin PR. Effect of different surface pretreatments and adhesives on the load-bearing capacity of veneered 3-unit PEEK FDPs. *J Prosthet Dent* 2015;114:666-673.

453. Stevenson B, Ibbetson R. The effect of the substructure on the colour of samples/restorations veneered with ceramic: a literature review. *J Dent* 2010;38:361-368.
454. Stewart GP, Jain P, Hodges J. Shear bond strength of resin cements to both ceramic and dentin. *J Prosthet Dent* 2002;88:277-284.
455. Stober T, Gilde H, Lenz P. Color stability of highly filled composite resin materials for facings. *Dent Mater* 2001;17:87-94.
456. Strassler H. Polishing composite resins to perfection depends on the filler. *Dent Off* 1990;10:9-10.
457. Strassler HE, Baum G. Current concepts in polishing composite resins. *Pract Periodontics Aesthet Dent* 1993;3:12-17.
458. Stumbaum M, Konec D, Schweiger J, Gernet W. Reconstruction of the vertical jaw relation using CAD/CAM. *Int J Comput Dent* 2010;13:9-25.
459. Sugiyama T, Kameyama A, Enokuchi T, Haruyama A, Chiba A, Sugiyama S, Hosaka M, Takahashi T. Effect of professional dental prophylaxis on the surface gloss and roughness of CAD/CAM restorative materials. *J Clin Exp Dent* 2017;9:e772-e778.
460. Suputtamongkol K, Tulapornchai C, Mamani J, Kamchatphai W, Thonqpun N. Effect of the shades of background substructures on the overall color of zirconia-based all-ceramic crowns. *J Adv Prosthodont* 2003;5:319-325.
461. Swab JJ. Low temperature degradation of Y-TZP materials. *J Mater Sci* 1991;26:6706-6714.
462. Tabak LA. Structure and function of human salivary mucins. *Am Ass Oral Biol* 1990;1:229-234.
463. Taira Y, Sakai M, Yang L, Sawase T, Atsuta M. Bond strength between luting materials and a fiber-reinforced resin composite for indirect restorations. *Dent Mater J*. 2007;26:628-634.
464. Tannous F, Steiner M, Shahin R, Kern M. Retentive forces and fatigue resistance of thermoplastic resin clasps. *Dent Mater* 2012;28:273-278.
465. Tellier AL, Cormier-Daire V, Abadie V, Amiel J, Sigaudy S, Bonnet D, de Lonlay-Debeney P, Morrisseau-Durand MP, Hubert P, Michel JL, Jan D, Dollfus H, Baumann C, Labrune P, Lacombe D, Philip N, LeMerrer M, Briard ML, Munnich A, Lyonnet S. CHARGE syndrome: report of 47 cases and review. *Am J Med Genet* 1998;76:402-409.
466. Terada Y, Maeyama S, Hirayasu R. The influence of different thicknesses of dentin porcelain on the color reflected from thin opaque porcelain fused to metal. *Int J Prosthodont* 1989;2:352-356.
467. Tetelman ED, Babbush CA. A new transitional abutment for immediate aesthetics and function. *Implant Dent* 2008;17:51-58.
468. Teughels W, Van Assche N, Sliepen I, Quirynen M. Effect of material characteristics and/or surface topography on biofilm development. *Clin Oral Implants Res* 2006;17:68-81.
469. Thilander B. Dentoalveolar development in subjects with normal occlusion. A longitudinal study between the ages of 5 and 31 years. *Eur J Orthod* 2009;31:109-120.
470. Tian T, Tsoi JKH, Matinlinna JP, Burrow MF. Aspects of bonding between resin luting cements and glass ceramic materials. *Dent Mater* 2014;30:e147-162.
471. Tinschert J, Natt G, Mautsch W, Augthun M, Spiekermann H. Fracture resistance of lithium disilicate-, alumina-, and zirconia-based three-unit fixed partial dentures: a laboratory study. *Int J Prosthodontic* 2001;14:231-238.

472. Torstenson B, Brannstrom M. Contraction gap under composite resin restorations: effect of hygroscopic expansion and thermal stress. *Oper Dent* 1988;13:24-31.
473. Toth JM, Wang M, Estes BT, Scifert JL, Seim HB 3rd, Turner AS. Polyetheretherketone as a biomaterial for spinal applications. *Biomaterials* 2006;27:324-334.
474. Triwatana P, Nagaviroj N, Tulapornchai C. Clinical performance and failures of zirconia-based fixed partial dentures: a review literature. *J Adv Prosthodont* 2012;4:76-83.
475. Tuna SH, Keyf F, Gumus HO, Uzun C. The evaluation of water sorption/solubility on various acrylic resins. *Eur J Dent* 2008;2:191-197.
476. Turgut S, Bagis B, Turkaslan SS, Bagis YH. Effect of ultraviolet aging on translucency of resin-cemented ceramic veneers: an in vitro study. *J Prosthodont* 2014;23:39-44.
477. Türkün LS, Türkün M. Effect of bleaching and repolishing procedures on coffee and tea stain removal from three anterior composite veneering materials. *J. Esthet Restor Dent* 2004;16:290-301.
478. Türkün LS, Türkün M. The effect of one-step polishing system on the surface roughness of three esthetic resin composite materials. *Oper Dent* 2004;29:203-211.
479. Turssi CP, Hara AT, de Magalhaes CS, Serra MC, Rodrigues AL Jr. Influence of storage regime prior to abrasion on surface topography of restorative materials. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater* 2003;65:227-232.
480. Uhrenbacher J, Schmidlin PR, Keul C, Eichberger M, Roos M, Gernet W, Stawarczyk B. The effect of surface modification on the retention strength of polyetheretherketone crowns adhesively bonded to dentin abutments. *J Prosthet Dent* 2014;112:1489-1497.
481. Vailati F, Belser UC. Full-mouth adhesive rehabilitation of a severely eroded dentition: the three-step technique. Part 3. *Eur J Esthet Dent* 2008;3:236-257.
482. Vailati F, Belser UC. Full-mouth adhesive rehabilitation of a severely eroded dentition: the three-step technique. Part 2. *Eur J Esthet Dent* 2008;3:128-146.
483. Vailati F, Belser UC. Full-mouth adhesive rehabilitation of a severely eroded dentition: the three-step technique. Part 1. *Eur J Esthet Dent* 2008;3:30-44.
484. Vailati F, Carciofo S. Treatment planning of adhesive additive rehabilitations: the progressive wax-up of the three-step technique. *Int J Esthet Dent* 2016;11:356-377.
485. Vallitu PK, Ruyter IE. The swelling phenomenon of acrylic resin polymer teeth at the interface with denture base polymers. *J Prosthet Dent* 1997;78:194-199.
486. Van den Breemer CR, Gresnigt MM, Cune MS. Cementation of glass-ceramic posterior restorations: a systematic review. *Biomed Res Int* 2015;2015:148954.
487. Van Dijken JW, Hasselrot L, Ormin A, Olofsson AL. Restorations with extensive dentin/enamel-bonded ceramic coverage. a 5-year follow-up. *Eur J Oral Sci* 2001;109:222-229.
488. Van Dijken JW, Hasselrot L. A prospective 15-year evaluation of extensive dentin-enamel-bonded pressed ceramic coverages. *Dent Mater* 2010;26:929-939.
489. Van Noort R. Introduction to dental materials - 4th Edition: Elsevier Inc. Mosby Ltd 2013:231-246.
490. Van Noort R. Introduction to dental materials. A textbook of occlusion, 2nd ed., St. Louis: Elsevier 2007:247-250.
491. Vanoorbeek S, Vandamme K, Lijnen I, Naert I. Computer-aided designed/computer-assisted manufactured composite resin versus ceramic single-tooth restorations: a 3-year clinical study. *Int J Prosthodont* 2010;23:223-230.

492. Venturini D, Cenci MS, Demarco FF, Camacho GB, Powers JM. Effect of polishing techniques and time on surface roughness, hardness and microleakage of resin composite restorations. *Oper Dent* 2006;31:11-17.
493. Vichi A, Ferrari M, Davidson CL. Influence of ceramic and cement thickness on the masking of various types of opaque posts. *J Prosthet Dent* 2000;83:412-417.
494. Vichi A, Louca C, Corciolani G, Ferrari M. Color related to ceramic and zirconia restorations: a review. *Dent Mater* 2011;27:97-108.
495. Vichi A, Sedda M, Fabian Fonzar R, Carrabba M, Ferrari M. Comparison of contrast ratio, translucency parameter, and flexural strength of traditional and "augmented translucency" zirconia for CEREC CAD/CAM system. *J Esthet Restor Dent* 2016;28:532-539.
496. Villarroel M, Fahl N, De Sousa AM, De Oliveira OB Jr. Direct esthetic restorations based on translucency and opacity of composite resins. *J Esthet Restor Dent* 2011;23:73-87.
497. Vissers LELM, van Ravenswassij CMA, Admiraal R, Hurst JA, de Vries BBA, Janssen IM, van der Vliet WA, Huys EH, de Jong PJ, Hamel BC, Schoenmakers EF, Brunner HG, Veltman JA, van Kessel AG. Mutations in a new member of the chromodomain gene family cause CHARGE syndrome. *Nature Genet* 2004;36:955-957.
498. Volpato CA, Monteiro S Jr, de Andrada MC, Fredel MC, Petter CO. Optical influence of the type of illuminant, substrates and thickness of ceramic materials. *Dent Mater* 2009;25:87-93.
499. Volpato CAM, Cesar PF, Bottino MA. Influence of accelerated aging on the color stability of dental zirconia. *J Esthet Restor Dent* 2016;28:304-312.
500. Vrochari AD, Eliades G, Hellwig E, Wrbas KT. Curing efficiency of four self-etching, self-adhesive resin cements. *Dent Mater* 2009;25:1104-1108.
501. Vult von Steyern P, Carlson P, Nilner K. All-ceramic fixed partial dentures designed according to the DC-Zirkon technique: a 2-year clinical study. *J Oral Rehabil* 2005;32:180-187.
502. Wall WH. Universal polycarbonate fracture splint and its direct bonding potential. *Int J Oral Maxillofac Surg* 1986;15:418-421.
503. Waller N, John MT, Feuerstahler L, Baba K, Larsson P, Persic S, Kende D, Reißmann DR, Rener-Sitar K. A 7-day recall period for a clinical application of the oral health impact profile questionnaire. *Clin Oral Investig* 2016;20:91-99.
504. Walls AW. The use of adhesively retained all-porcelain veneers during the management of fractured and worn anterior teeth: Part 2: clinical results after 5 years of follow up. *Br Dent J* 1995;178:337-340.
505. Wang F, Takahashi H, Iwasaki N. Translucency of dental ceramics with different thicknesses. *J Prosthet Dent* 2013;110:14-20.
506. Warren DP, Colescott TD, Henson HA, Powers JM. Effects of four prophylaxis pastes on surface roughness of a composite, a hybrid ionomer, and a compomer restorative material. *J Esthet Restor Dent* 2017;14:245-251.
507. Wazani BE, Dodd MN, Milosevic A. The signs and symptoms of tooth wear in a referred group of patients. *Br Dent J* 2012;213:E10.
508. Wegner SM, Kern M. Long-term resin bond strength to zirconia ceramic. *J Adhes Dent* 2000;2:139-147.
509. Weibull A. A statistical distribution function of wide applicability. *J Appl Mech* 1951;18:293-297.

510. Wickert M, John MT, Schierz O, Hirsch C, Aarabi G, Reissmann DR. Sensitivity to change of oral and general health-related quality of life during prosthodontic treatment. *Eur J Oral Sci* 2014;122:70-77.
511. Wiegand A, Stucki L, Hoffmann R, Attin T, Stawarczyk B. Repairability of CAD/CAM high-density PMMA- and composite-based polymers. *Clin Oral Investig* 2015;19:2007-2013.
512. Wilson EB. Probable inference, the law of succession, and statistical inference. *J Am Stat Ass* 1927;22:209-212.
513. Winter GB, Lee KW, Johnson NW. Hereditary amelogenesis imperfecta. A rare autosomal dominant type. *Br Dent J* 1969;127:157-164.
514. Witkop CJ Jr, Kuhlmann W, Sauk J. Autosomal recessive pigmented hypomaturation amelogenesis imperfecta: report of a kindred. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 1973;36:367-382.
515. Witkop CJ Jr. Amelogenesis imperfecta, dentinogenesis imperfecta and dentin dysplasia revisited: problems in classification. *J Oral Pathol* 1988;17:547-553.
516. Wolfart M, Lehmann F, Wolfart S, Kern M. Durability of the resin bond strength to zirconia ceramic after using different surface conditioning methods. *Dent Mater* 2007;23:45-50.
517. Wright JT. The molecular etiologies and associated phenotypes of amelogenesis imperfecta. *Am J Med Genet A* 2006;140:2547-2555.
518. Yaman BC, Ozer F, Cabukusta CS, Eren MM, Koray F, Blatz MB. Microtensile bond strength to enamel affected by hypoplastic amelogenesis imperfecta. *J Adhes Dent* 2014;16:7-14.
519. Yap AU, Chandra SP, Chung SM, Lim CT. Changes in flexural properties of composite restoratives after aging in water. *Oper Dent* 2002;27:468-474.
520. Yap AU, Lye KW, Sau CW. Surface characteristics of tooth-colored restoratives polished utilizing different polishing systems. *Oper Dent* 1997;22:260-265.
521. Yekta-Fard M, Ponter AB. Factors affecting the wettability of polymer surfaces. *J Adhes Sci Technol* 1992;6:253-277.
522. Yoshida F, Tsujimoto A, Ishii R, Nojiri K. Influence of surface treatment of contaminated lithium disilicate and leucite glass ceramics on surface free energy and bond strength of universal adhesives. *Dent Mater J* 2015;34:855-862.
523. Yoshida Y, Nagakane K, Fukuda R, Nakayama Y, Okazaki M, Shintani H, Inoue S, Tagawa Y, Suzuki K, De Munck J, Van Meerbeek B. Comparative study on adhesive performance of functional monomers. *J Dent Res* 2004;83:454-458.
524. Yoshihara K, Nagaoka N, Sonoda A, Maruo Y. Effectiveness and stability of silane coupling agent incorporated in 'universal' adhesives. *Dent Mater* 2016;32:1218-1225.
525. Yoshimura HN, Cesar PF, Soki FN, Gonzaga CC. Stress intensity factor threshold in dental porcelains. *J Mater Sci Mater Med* 2008;19:1945-1951.
526. Yu B, Ahn JS, Lee YK. Measurement of translucency of tooth enamel and dentin. *Acta Odontol Scand* 2009;67:57-64.
527. Zhang HB, Kim BN, Morita K, Hiraga HYK, Sakka Y. Effect of sintering temperature on optical properties and microstructure of translucent zirconia prepared by high-pressure spark plasma sintering. *Sci Technol Adv Mat* 2011;12:1-6.
528. Zorzin J, Petschelt A, Ebert J, Lohbauer U. pH neutralization and influence on mechanical strength in self-adhesive resin luting agents. *Dent Mater* 2012;28:672-679.

6 Danksagung

Ein großes Dankeschön möchte ich an all diejenigen richten, die diese Arbeit ermöglicht haben. Jedoch wende ich mich mit einem speziellen Dank an folgende Personen:

- Meinem Chef und Fachmentor Prof. Dr. Daniel Edelhoff möchte ich für seine große Unterstützung und die unglaublich hilfsbereite Betreuung danken. Er hat einen entscheidenden Beitrag zur Realisierung meiner Habilitation geleistet. Ohne seine Unterstützung wäre diese Arbeit nicht möglich gewesen. Vielen Dank!
- Meinen beiden weiteren Fachmentoren, dem medizinischen Dekan Prof. Dr. Reinhard Hickel und Prof. Dr. Dennis Nowak möchte ich für die Unterstützung und die Betreuung während meiner Habilitation herzlich danken.
- Ein besonderer Dank gilt Frau PD Dr. Bogna Stawarczyk, die mich nun schon viele Jahre in der wissenschaftlichen Arbeit toll unterstützt und mit mir eng zusammenarbeitet. Durch sie habe ich das wissenschaftliche Arbeiten lernen und leben dürfen. Ohne sie wäre diese Arbeit nicht möglich gewesen. Vielen Dank!
- Ein weiterer Dank gilt meinem Behandlungsteam Dr. Reza Saeidi Pour, Otto Prandtner und Stefan Frei, durch die ich viel in der Patientenbehandlung lernen und neue Ideen realisieren konnte. Danke für die vielen konstruktiven Diskussionen.
- Dem ganzen mich umgebenden wissenschaftlichen Team, wie Frau Prof. Dr. Malgorzata Roos, Frau Prof. Dr. Nicoleta Ilie, Herr PD Dr. Jan-Frederik Güth, Frau Dr. Christine Keul, Herr Dr. Kurt Erdelt, Frau Eichberger, Herr Sepp Schweiger, Herr Marc Ramberger, Herr Johannes Trimpl und den weiteren Mitarbeitern in der Werkstoffkunde gilt ein großer Dank für die Unterstützung und die schöne Zusammenarbeit bei der ich viel lernen durfte.
- Auch Frau Caroline Freitas Rafael und Frau Madalena Lucia Pinheiro Dias Engler, mit denen ich mehrere Monate zusammenarbeiten konnte, gebührt ein Dank für die Unterstützung und die angenehme Zusammenarbeit.
- Natürlich auch ein großer Dank an meine Kolleginnen und Kollegen in der Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik, meiner Helferin Frau Ilse Fuß und den Doktoranden für die Unterstützung und das angenehme Arbeitsklima während dieser Zeit.
- Am Schluss möchte ich mich natürlich besonders auch bei meiner Familie und Marcel bedanken, die es in der Zeit nicht immer leicht mit mir hatten. Sie haben mir den wichtigen Rückhalt gegeben und sind immer mit einem offenen Ohr für mich da gewesen, obwohl sie oft auf mich verzichten mussten. Vielen Dank dafür!