Aus dem Zentrum für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde
der Heinrich-Heine-Universität Düsseldorf
Westdeutsche Kieferklinik
Poliklinik für Zahnerhaltung und Präventive Zahnheilkunde
Direktor: Univ.-Prof. W.H.-M. Raab

Untersuchung der Werkstoffeigenschaften experimenteller Zahnfüllungskunststoffe im Vergleich zu einem Handelsprodukt

Dissertation
zur Erlangung des Grades eines Doktors der Zahnmedizin
Der Medizinischen Fakultät der Heinrich-Heine-Universität Düsseldorf
vorgelegt von

Jutta Kuhlmann

2008

Als Inauguraldissertation gedruckt

mit Genehmigung der

Medizinischen Fakultät der Heinrich-Heine-Universität Düsseldorf

gez.: Univ.-Prof. Dr.med. Dr.rer.nat. Bernd Nürnberg
Dekan

Referent: Prof. Dr.rer.nat. Ralf Janda

Korreferent: Prof. Dr.med.dent. Alfons Hugger

Widmung

Ich widme meine Dissertation
meinen lieben Eltern, Großeltern,
meinem Mann Gabriel und meinem Sohn Ben!

INHALTSVERZEICHNIS

1. Einleitung 6

2. Literaturübersicht 8

2.1 Zahnfarbene plastische Füllungsmaterialien 8

2.1.1 Klassifikation und Indikation 11

2.1.2 Kompositmaterialien 13

2.1.2.1 Zusammensetzung 14

2.1.2.2 Werkstoffwissenschaftliche und klinische Eigenschaften 17

2.1.3 Kompomer – Materialien 17

2.1.4 Ormocer – Materialien 19

2.1.5 Vor- und Nachteile der zahnfarbenen plastischen Füllungsmaterialien 20

3. Problemstellung 22

4. Materialien und Methoden 23

4.1 Versuchsaufbau und Versuchsablauf 23

4.2 Zusammensetzung der experimentellen Kompositmaterialien 24

4.3 Vorversuche zur Auswahl geeigneter Leuchtpigmente und der Beleuchtungsquellen 25

4.4 Physikalische und chemische Eigenschaften der experimentellen Leuchtpigmente 27

4.5 Biegefestigkeit und Elastizitätsmodul vor und nach Temperaturlastwechsel 28

4.6 Wasseraufnahme und Löslichkeit 32

4.7 Aushärtungstiefe 36

4.8 Farbstabilität 37

5. Ergebnisse 42

5.1 Versuche mit den Leuchtpigmenten 42

5.2 Biegefestigkeit und Elastizitätsmodul 43

5.3 Wasseraufnahme und Löslichkeit 46

5.4 Aushärtungstiefe 47

5.5 Farbvergleich 48

5.6 Farbstabilität 50

6. Diskussion der Ergebnisse der gesamten Arbeit 53
6.1 Diskussion der Biegefestigkeit und des Elastizitätzmoduls 56
6.2 Diskussion der Löslichkeit des Dentalglases im Vergleich zu der Löslichkeit der Leuchtpigmente 59
6.3 Diskussion der Aushärtungstiefe 61
6.4 Diskussion des Farbvergleichs 62
6.5 Diskussion der Farbstabilität 63
7. Schlussfolgerung 68
8. Zusammenfassung 69
9. Ausblick 70
10. Literaturverzeichnis 71
11. Rohdaten 84
12. Danksagung 96
13. Lebenslauf 97
14. Abstract 98

1 Einleitung

Die moderne Zahnmedizin bedient sich verschiedener Werkstoffe, zerstörte Zahnhartsubstanz zu ersetzen. Dabei kommen unterschiedlichste Materialien unter Anwendung indirekter und direkter Verfahren zum Einsatz. Indirekte Verfahren beinhalten die Verwendung von Zahnersatz, zum Beispiel Kronen, Teilkronen und Inlays. Direkte Methoden sind Füllungsmaßnahmen mit unterschiedlichsten aushärtenden Materialien (*Baratieri, Luiz N. (2006)*). In verstärktem Maße wird dabei auf die ästhetische Umsetzung der Arbeiten Wert gelegt. Zahnfarbene Füllungsmaterialien wurden seit 1878 stetig weiterentwickelt und gewinnen eine immer größere Bedeutung (*Kappert, Eichner K. (2005)*). Vor allem Farbstabilität, Festigkeit, Abnutzung und Dimensionsstabilität haben sich im Laufe der Zeit so weiterentwickelt (*Kappert, Eichner K. (2005)*), dass das zahnfarbene Füllmaterial eine sehr gute Alternative zu dem silberfarbigen Amalgam darstellt. Zahnfarbene Materialien haben sich aber nicht nur in der ästhetischen Füllungstherapie etabliert, sondern werden ebenso als Aufbaumaterialien, als Kleber für Brackets in der Kieferorthopädie und in der Prävention in Form von Fissurenversieglern verwendet (*Kappert, Eichner K. (2007*)). Durch die modernen Zahnfüllmaterialien, die optisch kaum von der Zahnhartsubstanz zu unterscheiden sind, besteht nun das Problem des praktizierenden Zahnarztes darin, bei indizierter Entfernung des Komposits das Füllungsmaterial von der Zahnhartsubstanz optisch zu unterscheiden (*Ahlers, O. M. (2000)*). Daher besteht Bedarf, die Füllmaterialien durch eine äußere Aktivierung temporär sichtbar werden zu lassen. Eine optische Kontrastierung lässt sich beispielsweise durch eine pH-Wert Veränderung mit geeigneten Säure-Base-Indikatoren, durch Temperaturerhöhung oder durch Einwirkung von elektro-magnetischer Strahlung (Licht) erreichen (*Römpp Chemielexikon (2006)*). Die genannten Effekte können grundsätzlich durch die Zugabe von pH-Wert-Indikatoren realisiert werden, von thermochromen Farbstoffen (*Römpp Chemielexikon (2006)*) oder von Pigmenten, die auf elektromagnetische Strahlung mit einer Farbänderung (Tetric Flow Chroma Firma Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein) reagieren. Jedoch sind die beiden erstgenannten Methoden nicht praxisgerecht, da saure oder heiße Nahrungsmittel die Zahnfüllungen sofort sichtbar machen würden. Dieser Effekt ist ästhetisch inakzeptabel. Die elektromagnetische indizierte Farbänderung unterliegt ebenfalls einigen Einschränkungen. Das Material darf nicht im alltäglichen Leben durch Tageslicht oder übliche künstliche Beleuchtung eine Farbänderung erfahren. So wird zum Beispiel das von Ivoclar-Vivadent entwickelte Tetric Flow Chroma, welches blaulicht-empfindliche Pigmente enthält und bei entsprechender Bestrahlung einen Farbumschlag aufweist, nur als Unterfüllung verwandt, da

auch im alltäglichen Leben Blaulicht-Anteile im Tageslicht enthalten sind. Dagegen erscheint eine Bestrahlung mit Hilfe einer Lichtquelle deren Wellenlänge erheblich über der des sichtbaren Lichtspektrums liegt, praktikabel zu sein. Dementsprechend besteht das Hauptziel der vorliegenden Arbeit darin, ein Komposit zu entwickeln, das bei Bestrahlung mit einer nicht im Alltag gebräuchlichen Lichtquelle sichtbar wird und sich von der Zahnhartsubstanz optisch abhebt. Bei Wegnahme der selektiven Lichtquelle sollte das Komposit wieder seine ursprüngliche Farbe annehmen. Ein weiteres Ziel dieser Arbeit ist es zu untersuchen, ob die Zugabe des Leuchtpigmentes einen Einfluss auf die geforderten Werkstoffeigenschaften hat.

Um diese Ziele zu erreichen, wurden in der vorliegenden Arbeit zwei verschiedene experimentelle Leuchtpigmente zur Herstellung experimenteller Komposite eingesetzt, um ihren Einfluss auf die Werkstoffeigenschaften zu untersuchen.

2. Literaturübersicht

2.1 Zahnfarbene plastische Füllungsmaterialien

Durch Karies verursachte Zahnhartsubstanzdefekte oder durch Bruxismus bedingte keilförmige Defekte an Zahnhälsen, werden bei entsprechender Indikationsstellung restaurativ versorgt. Ziel ist es, die ursprüngliche Form und Funktion auf ästhetische Weise wiederherzustellen (*Hellwig (1993)).* Um einen defekten Zahn zu rekonstruieren, kann man zwischen unterschiedlichen Materialien zur direkten und indirekten Versorgung wählen. Abhängig von der Größe und Lage des Defektes sowie von dem jeweiligen ausgewählten Material ist eine unterschiedliche Präparation und Behandlung des Zahnes erforderlich. So wird z. B. bei der indirekten Versorgung mit einer Goldgussfüllung der Zahn mit einer Anschrägung /Fase und Retentionsflächen präpariert und zementiert. Bei der Versorgung mit Keramik wird ohne auslaufende Ränder präpariert und anschließend mit Befestigungskomposit adhäsiv eingesetzt.

Bei der direkten Versorgung eines Defektes mit einem plastischen Füllungsmaterial sind Präparation und Konditionierung je nach Wahl des Materials unterschiedlich. Sie sind abhängig von der Retention des Füllmaterials (mechanischer Halt bei Amalgam oder mikrochemischer Halt bei einem zahnfarbenen plastischen Materialien) an dem Zahn. Bei der Verwendung von Amalgam muss eine unter sich gehende Kavitation gestaltet werden, unabhängig vom Ausmaß des ursprünglichen Defektes, um mechanische Retention zu gewährleisten. Die Präparation richtet sich also nicht ausschließlich nach dem Defekt und ist daher nicht Substanz schonend. Die Indikation für Amalgamfüllungen ist heute nur noch das Seitenzahngebiet (Prämolaren und Molaren) (*Eichner, K. (1996)*), da das Material nicht zahnfarben ist. Amalgam hat durch die Freisetzung von Ag- und Cu-Ionen einen bakteriziden Effekt (*Baumann, M. (1996)*), wohin gegen zahnfarbene Materialien, beispielsweise Komposit, diesen Effekt nicht aufweisen, jedoch aufgrund der Ästhetik in sichtbaren Bereichen Verwendung finden. Durch die adhäsive Befestigung erlauben sie eine reine defektorientierte Gestaltung der Kavität, d.h. sie ermöglichen eine minimal invasive Therapie.

Der Verbund zwischen Restaurationsmaterial und Zahn erfolgt bei zahnfarbenen plastischen Füllungsmaterialien durch mikromechanische Haftung. Hierbei muss der Zahn zuerst konditioniert werden. Ein modernes Adhäsivsystem besteht aus einem Konditionierer (Säuren, Komplexbildner), einem Primer (hydrophiles Monomer in einem Lösungsmittel)

und dem Adhäsiv (verschiedene Monomere). Das eigentliche Adhäsiv besteht aus amphiphilen Mono- und Dimethacrylaten wie z. B. 4- Methacryloyloxyethyl-trimellitat-anhydrid (4-META), N-Phenyl-glycin-glycidyl-methacrylat (NPGGMA) und phosphonierten Mono-, Di- und Polymethacrylaten. Zusätzlich können Bis-GMA (Bisphenol-A-Glycidyl-Dimethacrylat), TEGDMA (Triethylenglycoldimethacrylat) und UDMA (Urethandimethacrylat) enthalten sein (*Hellwig, E., Klimek, J., Attin, T. (1999)*). Da sich die Zusammensetzungen und Strukturen von Dentin und Schmelz unterscheiden, bestehen unterschiedliche Vorgehensweisen bei Schmelz und Dentin.

Die so genannte Schmelz-Ätz-Technik geht auf Bounocore *(1957)* zurück, der versuchte, einen dauerhaft festen Verbund zwischen Komposit und der Zahnhartsubstanz zu erzielen. Dazu wird der zuvor gereinigte und im Randbereich angeschrägte Schmelz mit einer 36 - 40 %-igen Phosphorsäure konditioniert, so dass ein mikroretentives Relief entsteht. Durch die Oberflächenvergrößerung (mit Tiefen von bis zu 50µm) wird die Benetzbarkeit des Schmelzes bis zu 400 % verbessert (*Baumann (1996)*). Auf die geätzten Bereiche werden die Schmelzadhäsive aufgetragen. Dies sind ungefüllte, niedrigviskose Methacrylatgemische, welche in das Ätzmuster eindringen und nach dem Aushärten Mikroretentionen bewirken. Die Mikroretentionen bewirken eine Zugfestigkeit von 20 MPa, die damit so groß wie die Zugfestigkeit der Schmelzprismen ist. So kann ein mikromechanischer Verbund zwischen den Strukturen des Zahnschmelzes und einem niedrigviskösen Komposit (Bonder) aufgrund rheologischer und geometrischer Effekte erzielt werden (*Baumann (1996)*).

Dentin bietet aufgrund seiner Feuchtigkeit und des hohen Gehaltes an organischer Substanz ungünstige Vorraussetzungen für den Halt der hydrophoben Komposite. Das Adhäsivsystem muss also das hydrophile Dentin mit dem hydrophoben Komposit verbinden. Eine Klassifizierung der Dentinadhäsive beruht auf der Einteilung nach deren Entwicklungsstand und Darreichungsform. Man spricht von unterschiedlichen Generationen der Dentinhaftvermittler.

Die Adhäsive werden in Anlehnung an Schäfer *(Schäfer, E., Ott, K. (1999)*) in Generationen eingeteilt: Die *erste und zweite Generation* unterlagen dem Konzept, über eine Infiltration der Schmierschicht zur Haftung am Dentin zu gelangen. Die Vertreter dieser frühen Entwicklungsstufen ermöglichten zwar eine gute Infiltration der Schmierschicht, die Gesamthaftung des Füllungsmaterials wurde aber wiederum durch die zu geringe Adhäsion der Schmierschicht am Dentin selbst limitiert.

Adhäsive mit selektiver Schmelzätzung (*dritte Generation*): Erste Erfolge des Dentinbondings wurden Ende der Achtziger Jahre von der dritten Generation dokumentiert (z.B. Syntac classic®, Ivoclar Vivadent AG; A.R.T. Bond®, Whaledent-Coltène AG, Solobond Plus®, Voco GmbH). Der Schmelz wird konventionell mit 30 – 40 %-tiger Phosphorsäure geätzt, das Dentin aber ausgespart (selektive Ätzung). Diese Primer (selbstätzende oder selbstkonditionierende Primer mit z.B. 4 %-tiger Maleinsäure) lösen die Schmierschicht auf und demineralisieren auch das unter der Schmierschicht befindliche Dentin oberflächlich. Sowohl die in Lösung gegangene Schmierschicht als auch anorganische Komponenten des demineralisierten Dentins werden mit in den Verbund eingebaut. Die Mischzone aus demineralisiertem Dentin und ungefülltem Kunststoff (Hybridschicht) stellt den Schlüsselerfolg auf dem Weg zum erfolgreichen Dentinbonding dar.

Bei der vierten Generation ist das simultane Ätzen von Schmelz und Dentin (“total etching“; z.B. Scotchbond Multi-Purpose®, 3M Espe GmbH; EBS®, 3M Espe GmbH; Opti-Bond® FL, Kerr Sybron Inc.) das Charakteristikum. Der Primer erfüllt die Aufgabe der amphiphilen Vorbehandlung der entkalkten Dentinoberfläche. Das Dentin wird wie bei der selektiven Schmelz-Ätz-Technik abgespült, wodurch Hydroxylapatit und Phosphate aus der Dentinmatrix gelöst werden und ausschließlich organische Komponenten zurückbleiben. Ein stabiles Gefüge aus Kollagenfasern wird freigelegt. Dem instabilen Kollagenfasergeflecht wird bei der Trocknung wichtige Feuchtigkeit entzogen, was zu einem Kollaps des Kollagens führt und es verklebt. Diese Erkenntnis führte zum Terminus „wet bonding“, da das Belassen von Feuchtigkeit diese Kollagenfaserkoagulation verhindert und somit die Penetration in die interfibrillären Räume ermöglicht. Merkmal der Vertreter der dritten und vierten Generation ist die Darreichung von Primer und Bonding in verschiedenen Flaschen. Der Primer ist im Hinblick auf seine Aufgabe (Penetration) amphiphil, das Bonding dient als hydrophober Komposit-Haftvermittler mit besseren mechanischen Eigenschaften.

Die *fünfte Generation* hat denselben Verbundmechanismus wie die vierte Generation, und es wird ebenfalls das Total-Etch-Verfahren ausschließlich mit Phosphorsäure angewendet. Arbeitsschritte und Einwirkzeiten sollten vereinfacht werden, indem unterschiedliche Komponenten (Säure, Monomergemische und Lösungsmittel) aufeinander abgestimmt und lagerungsfähig in einer Lösung zusammengefasst wurden (*Hickel et al. (1998)*); deshalb nennt man diese Adhäsive auch „One-bottle“-Päparate. Primer und Adhäsive werden folglich als Gemisch appliziert und müssen in ein oder zwei Schichten (sog. „double-coating“) aufgetragen werden.

In der *sechsten Generation* sind wie bei den selbstkonditionierenden Primern Prompt-L-mit einer Ätzung mit Pop (3 M Espe GmbH) bzw. Etch & Prime (Dentsply Degudent GmbH) Phosphorsäureester enthalten, die – laut Herstellerangaben – ein Ätzen mit Phosphorsäure entbehrlich machen. Allerdings ist das Ätzmuster im Schmelz nicht 36 %-tiger Phosphorsäure gleichzusetzen, wie Röntgenelektronenmikroskopische Aufnahmen erkennen lassen. Durch den Haftverbund mit dem restlichen Zahn bedarf es keiner besonderen Präparation, die einen weiteren Verlust von Hartsubstanz mit sich bringen würde *(Nash, R.W. (2001)*).

2.1.1 Klassifikation und Indikation zahnfarbener plastischer Füllungsmaterialien

Hickel et al. *(1997)* unterscheiden einerseits zwischen Restaurationsmaterialien für die indirekte und direkte Versorgung. Anderseits unterteilen sie die direkten Materialien nach Gesichtspunkten, die in Tabelle 2.1 dargestellt sind.

Material	direkte Füllung (plastisch verarbeitbar)	indirekte Restauration (Inlay/ Teilkrone/ Krone)
zahnfarben	○ Mikrofüller-Komposite ○ Hybrid-Komposite ○ Copolymere ○ Hybridionomere ○ Konventionelle GIZ ○ Hochviskose GIZ ○ Ormocere	○ Mikrofüller-Komposite ○ Hybrid-Komposite ○ Polyglas (Polymerglas) ○ Ceromere ○ Keramik ○ Glaskeramik ○ Verblend-Metallkeramik
metallfarben	○ Amalgam ○ Stopfgold ○ metallverstärkte GIZ ○ Galliumalloys ○ Silber-Zinn-Legierung	○ Spargoldlegierungen ○ Hochgoldhaltige Legierungen ○ Nichtedelmetalllegierungen ○ Palladium-Basis-Legierungen ○ Titan

Tab. 2.1: Einteilung der Werkstoffe nach Hickel et al. *(1997)*

Um die Klassifikation bei zahnfarbenen, direkten Füllungsmaterialien übersichtlich zu gestalten, haben Hickel et al. *(1997)* die entsprechenden Materialien unterteilt. Sie unterscheiden zwischen solchen, bei denen für die Abbindereaktion Wasser eine Rolle spielt (Säure-Base-Reaktion) und solchen, bei denen das nicht der Fall ist. Diese Differenzie-

rung ist jedoch nicht konsequent einzuhalten, da beispielsweise bei den Kompomeren neben der Photopolymerisation auch eine Säure-Base-Reaktion stattfindet.

Glasionomerzemente (GIZ) Säure-Base-Reaktion (wasserhaltig)	**Komposit** Polymerisation (wasserfrei)
konventionelle GIZ	konventionelle Komposite
metallverstärkte GIZ (Cermet)	Hybrid-Komposite
hochviskose GIZ	Mikrofüller-Komposite
kunststoffmodifizierte GIZ (photopolymerisierend)	Kompomere (auch Säure-Base-Reaktion)

Tab. 2.2: Subgruppierung der direkten, zahnfarbenen Füllungsmaterialien nach Hickel et al. *(1997).*

Eine weitere Unterteilung von Füllungskunststoffen ist in der Norm EN ISO 4049 *(2001)* zu finden:

Klasse A: Füllungs- und restaurative Kunststoffe, für die der Hersteller die Eignung für die Wiederherstellung von Okklusalflächen beansprucht

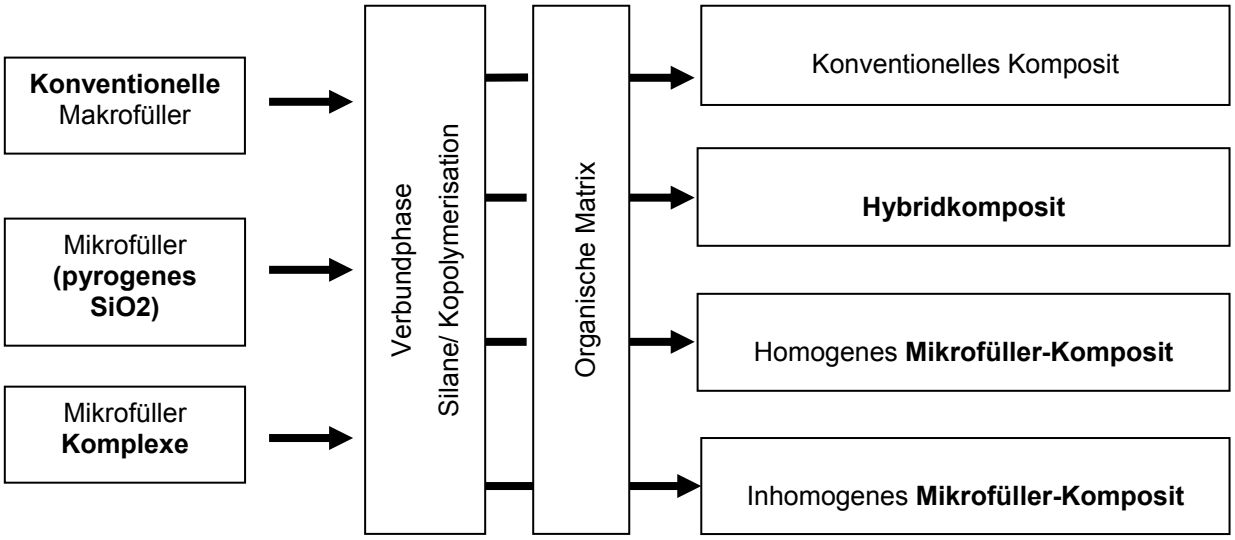
Klasse B: alle übrigen Füllungs- und restaurativen Kunststoffe

Typ 1: chemisch härtende Füllungskunststoffe, d.h. solche Werkstoffe, deren Abbinden durch Mischen eines Initiators und eines Aktivators erfolgt („Selbsthärtende“)

Typ 2: photopolymerisierende Füllungskunststoffe, d.h. solche Werkstoffe, deren Abbinden durch Belichtung bewirkt wird.

Lutz (*Lutz, F.; Krejci, I.; Frischknecht, A. (1992)*) klassifizierte Komposite basierend auf der Art des Füllstoffes, da das klinische Verhalten und die werkstoffkundlichen Eigenschaften der Kompositmaterialien trotz prinzipiell gleicher Zusammensetzung in hohem Maße vom Fülltyp beeinflusst werden (*Eichner, K., Kappert, H.F. (1996); Hickel, R., Dasch, W., Janda, R., Tyas, M., Anusavice, K. (1998); Li, Y, Swartz, M.L., Phillips, R.W., Moore, B.K., Roberts, T.A. (1985); Pioch, T., Dörfer, C., Staehle, H.J. (1998); St. German, H., Swartz, M.L., Phillips, R.W., Moore, B.K., Roberts, T.A. (1985); Swartz, M.L., Phillips, R.W., Moore, B.K., Rhodes, B.F. (1982); Viohl, J., Dermann, K., Quast, D., Venz, S. (1986)*). Die dabei aufgeführten konventionellen Komposite gelten heute als obsolet. Daher muss die Klassifikation von Lutz et al. *(1992)* diesbezüglich als überholt betrachtet werden. Zum Schaffen eines Überblicks ist sie jedoch trotzdem hilfreich.

Abb. 2.1 Vier Kompositklassen nach Lutz et al. *(1992)*



2.1.2 Kompositmaterialien

Die klassische Definition des Begriffs Komposit stammt von Bowen (*Bowen, R.L., barton, J.A., Mullineux, A.L. (1972)*). Sie beschreibt das Komposit als eine Zusammensetzung von zwei chemischen verschiedenen Materialien. Die Kombination der einzelnen Materialien zeigt Eigenschaften, die von den jeweiligen Komponenten alleine nicht erreicht werden und die eine deutliche Schnittstelle besitzt, die die beiden Komponenten trennt (*Bowen, R.L., Barton, J.A., Mullineux, A.L. (1972)*). Komposite sind Verbundwerkstoffe, die aus Monomeren, Füllstoffen, Initiatoren, Pigmenten, Stabilisatoren und anderen Additiven bestehen (*Hickel, R., Dasch, W., Janda, R., Tyas, M., Anusavice, K. (1998)*, *Janda, R. (1988); Pioch, T., Dörfer, C., Staehle, H.J. (1998)*). Auf die Zusammensetzung der Kompositmaterialien wird im Kapitel 2.1.2.1 im Einzelnen eingegangen.

2.1.2.1 Zusammensetzungen von Kompositmaterialien

Monomere

Das bekannteste Monomer ist das Bisphenol-A-Glycidyl-Dimethacrylat (Bis-GMA), nach seinem Entwickler auch BOWEN-Monomer genannt (*Eichner, K., Kappert, H.F. (1996)*; *Viohl, J., Dermann, K., Quast, D., Venz, S. (1986)*). Als Weiterentwicklung wird in modernen Füllungskunststoffen meist das in der Zahnmedizin unter dem Trivialnamen bekannte UDMA (Urethandimethacrylat) verwendet. Gegenüber Bis-GMA hat es eine verminderte Viskosität, bessere mechanische Eigenschaften und zeigt eine höhere Wasseraufnahme (*Asmussen, E., Peutzfeld, A. (1998); Braden, M. (1964); Cook, W.E., Beech, D.R., Tyas, M.J. (1985); Viohl, J., Dermann, K., Quast, D., Venz, S. (1986); Yoschida, K., Matsumura, H., Tanaka, T., Atsuta, M. (1990))*. Zur Herabsetzung der Viskosität sind die hochviskosen Monomere mit niedriger viskosen Kompomeren kombiniert. Das führt zu einer Verbesserung der Verarbeitungseigenschaften. Zu diesen „Verdünnermonomeren“ gehört z.B. das TEGDMA (Triethylenglycoldimethacrylat) (*Hickel, R., Dasch, W., Janda, R., Tyas, M., Anusavice, K. (1998)*, *Janda, R. (1988)*; *Viohl, J., Dermann, K., Quast, D., Venz, S. (1986)*).

Photoinitiatoren

Der am häufigsten verwendete Initiator ist das gelbe Kampferchinon. Es zerfällt bei Lichtbestrahlung mit einer Lichtwellenlänge von 468 nm in farblose Radikale, welche die Polymerisationsreaktion in Gang setzen (*Baharav, H., Abraham, D., Cardash, H.S., Helfet, M. (1988); Blankenau, R.J., Kelsey, W.P., Cavel, W.T., Blankenau, P.. (1983); Janda, R. (1988); Shintani, H., Yamaki, M., Inoue, T. (1985); Swartz, M.L., Phillips, R.W., Rhodes, B. (1983))*.

Weiterhin sind im Photoinitiatorsystem lichthärtender Kompositmaterialien Amine enthalten. Diese dienen der Beschleunigung der Reaktion (*Cook, W.E., Beech, D.R., Tyas, M.J. (1985); Janda, R. (1988); Roulet, J.-F. (1987))*. Es kommen aliphatische oder aromatische Amine zur Verwendung, wobei die aliphatischen Amine farbstabiler sind (*Asmussen, E. (1985)*; *Venz, S., Antonucci, J.M. (1987)*). Die aromatischen Amine bilden während der Polymerisationsreaktion Nebenprodukte, die Gelbverfärbungen hervorrufen können. Aufgrund ihrer sehr geringen Konzentration und des davon zwar unabhängigen Ausbleicheffektes fallen diese Faktoren aber kaum ins Gewicht (*Janda, R. (1988)*).

Füllstoffe

Als Füllstoffe werden unterschiedliche Materialien verwendet. Sie haben den Zweck, nachteilige Eigenschaften der Kunststoffmatrix zu minimieren, so z.B. die Polymerisationsschrumpfung, die Quellung durch Wasseraufnahme und den Wärmeausdehnungskoeffizienten. Außerdem verbessern sie die mechanischen Eigenschaften wie Zug-, Druckfestigkeit und Abrasionsfestigkeit. Die Füllstoffe sind auch für die Röntgenopazität der Materialien verantwortlich (*Hickel, R., Dasch, W., Janda, R., Tyas, M., Anusavice, K. (1998); Li,Y., Swartz, M.L., Phillips, R.W., Moore, B.K., Roberts, T.A. (1985); St. German, H., Swartz, M.L., Phillips, R.W., Moore, B.K., Roberts, T.A. (1985)*; *Swartz, M.L., Phillips, R.W., Moore, B.K., Rhodes, B.F. (1982)*).

Es gibt konventionelle Komposite, die Makrofüller enthalten, jedoch gelten konventionelle Kunststoffe, ausschließlich mit Makrofüllern versehen, als veraltet. Diese anorganischen Füllstofftypen sind splitterförmig und bestehen aus Quarz, Glas oder Keramik. Die mittlere Teilchengröße beträgt zwischen 5 und 10 µm. Neben einer geringeren Druckfestigkeit und hohen Abrasivität weisen sie eine schlechte Polierbarkeit auf (*Cook, W.E., Beech, D.R., Tyas, M.J. (1985); Hickel, R., Dasch, W., Janda, R., Tyas, M., Anusavice, K. (1998)*, *Janda, R. (1988); Lutz, F., Phillpis, R.W., Roulet, J.-F., Imfeld, T. (1983); Pioch, T., Dörfer, C., Staehle, H.J. (1998); Roulet, J.-F. (1987))*. Neben den Makrofüllern gibt es Mikrofüller. Sie enthalten feinstteiliges Siliziumdioxid. Diese SiO_2-Partikel werden auch als hochdisperse Kieselsäure bezeichnet. Sie haben eine mittlere Korngröße zwischen 0,005 und 0,05 µm und machen das Material hochglanz polierbar, indem die Partikelgröße kleiner als die Wellenlänge des sichtbaren Lichtes (0,38-0,78 µm) ist. Jedoch sind die Polymerisationsschrumpfung und die Wasseraufnahme erhöht. Durch Zugabe von „Splitterpolymeren“ wird die Polymerisationsschrumpfung vermindert und eine gut verarbeitbare Konsistenz erreicht (*Cook, W.E., Beech, D.R., Tyas, M.J. (1985); Eichner, K., Kappert, H.F. (1996); Janda, R. (1988); Pioch, T., Dörfer, C., Staehle, H.J. (1998); Roulet, J.-F. (1987))*. Es handelt sich dabei um organische Füllstoffe mit einer mittleren Korngrößen von 1 bis 150 µm. Diese „Splitterpolymere“ sind fein zermahlene Gemische aus Polymethacrylaten, die feinstteiliges SiO_2 als anorganischen Füllstoff enthalten. Darüber hinaus werden Barium- oder Strontium-Aluminium-Boro-Silikatgläser sowie kugelförmige Yttrium- oder Ytterbiumfluoridpartikel mittlerer Korngröße um 1 µm verwendet. Diese Verbindungen bewirken die Röntgenopazität.

Silanisierung

Füllstoffe und Monomermatrix stellen zwei unterschiedliche Phasen dar, die dauerhaft chemisch miteinander verbunden werden müssen. Das betrifft jedoch nicht die organischen Füllstoffe, weil sie mit den Monomeren nahezu identisch sind und dadurch sehr gut benetzt und eingebunden werden (*Eichner, K., Kappert, H.F. (1996); Viohl, J., Dermann, K., Quast, D., Venz, S. (1986)*).

Anders ist dies bei den anorganischen Füllstoffen. Die Oberfläche der hydrophilen anorganischen Füllstoffe muss einer besonderen Oberflächenbehandlung, der so genannten Silanisierung, unterzogen werden. Das ist die Voraussetzung dafür, dass ein chemischer Verbund zur organischen Matrix entstehen kann. Beim Silanisierungsprozess handelt es sich um eine Beschichtung des anorganischen Füllstoffes, in der Regel mit 3-Methacryloyloxypropyl-trimethoxysilan. Dieses Molekül besitzt einerseits eine organische Methacrylgruppe und andererseits einen anorganischen Silylrest. Der anorganische Teil des Monomers kann über Si-O-Si-Bindung kovalent an die Füllstoffoberfläche binden, während die freien Methacrylatgruppen bei der Photohärtung mit den Monomeren vernetzen. Somit lässt sich der chemische Verbund zwischen Füllstoffpartikeln und Kunststoffmatrix realisieren (*Eichner, K., Kappert, H.F. (1996); Janda, R. (1988), Roulet, J.-F. (1987); Viohl, J., Dermann, K., Quast, D., Venz, S. (1986)*).

Pigmente

Pigmente, obwohl nur in geringsten Mengen zugegeben, sind die Grundlage zur Herstellung von Kunststoffen verschiedener Farbabstufungen und Opazitäten. Durch sie kann man die Restaurationen dem Zahn nahezu perfekt anpassen.

Es kommen in erster Linie anorganische Pigmente mit Korngrößen zwischen 0,01 und 1 µm zum Einsatz, die eine hohe Farbstabilität gewährleisten müssen. Darüber hinaus sollten sie in Wasser unlöslich sein und dürfen die Lagerfähigkeit der Rohmaterialien und Polymerisation nicht negativ beeinträchtigen. Verwendet werden vor allem Eisenoxidpigmente sowie Titandioxid oder Aluminiumdioxid (*Eichner, K., Kappert, H.F. (1996); Hickel, R., Dasch, W., Janda, R., Tyas, M., Anusavice, K. (1998)*; *Janda, R. (1988); Lutz, F. Phillips, J.F., Roulet, J.-F., Imfeld, T. (1983)*).

UV-Stabilisatoren

Wichtige Zusatzstoffe der Füllungskunststoffe sind geeignete UV-Stabilisatoren, auch Lichtschutzmittel genannt. Ihre Aufgabe ist es, UV-Licht (< 350 nm) zu absorbieren und somit lichtbedingte Alterungsprozesse zu verhindern. Ungehinderte UV-Einstrahlung würde z.B. durch Reaktion der Aminverbindungen des Initiatorsystems, zu einer Gelbverfärbung führen. Durch UV-Stabilisatoren lässt sich die Farbstabilität demnach erheblich steigern (*Eichner, K., Kappert, H.F. (1996); Hickel, R., Dasch, W., Janda, R., Tyas, M., Anusavice, K. (1998)*; *Janda, R. (1988)*; *Viohl, J., Dermann, K., Quast, D., Venz, S. (1986)*).

2.1.2.2 Werkstoffwissenschaftliche und klinische Eigenschaften

Die heute auf dem Markt befindlichen Hybrid-Komposite sind sehr gut ausgereift und haben sich auch bei der Anwendung für Seitenzahnrestaurationen bewährt (Geurtsen, W., Schoeler, U. (1997*); Krejci, I., Besek, M., Lutz, F. (1994); Roulet, J.-F., Blunck, U. (1998); Scheibenbogen, A., Manhart, J., Kunzelmann, K.-H., Kremers, L., Benz, C., Hickel, R. (1997); Schoch, M., Krämer, N., Frankenberger, R., Petschelt, A. (1999)*). Hybrid-Komposite sind röntgenopak und besitzen hervorragende physikalische Eigenschaften. Die marginale Adaptation und die Volumenbeständigkeit, das ästhetische Erscheinungsbild, Abriebfestigkeit und die Verarbeitbarkeit sprechen eindeutig für die Verwendung dieser Materialgruppe für Restaurationen der Klassen I, II, III, IV und V nach Black. Die Biege- und Druckfestigkeit, sowie die Vickershärte sind sehr gut. Die Polymerisationsschrumpfung der Hybrid-Komposite liegt bei ca. 1,7 bis 3,5 Volumenprozent (*Kappert; Eichner; Janda (2005)*). Durch die spezielle Applikationstechnik nach Kreijci, J. *(1992)*, welche ein Auftragen und Aushärten des Materials in maximal 2 mm Schichten fordert, kann die Schrumpfung kompensiert und Materialspannungen und Randspaltbildungen verhindert werden.

2.1.3 Kompomer-Materialien

In jüngster Zeit werden von den meisten Herstellern weiterentwickelte Füllungsmaterialien angeboten, die sich in der Zusammensetzung jedoch meist an die klassischen Komposite anlehnen (*Hickel, R., Dasch, W., Janda, R., Tyas, M., Anusavice, K. (1998) ; Pioch, T.; Dörfer, C.; Staehle, H.J. 1998); Roulet, J.-F., Blunck, U. (1998); Rzanny, A., Welker, D. (2000))*. So versuchte man mit der Einführung der Kompomere und Ormocere den Ansprüchen an das Füllungsmaterial besser gerecht zu werden. Der Begriff Kompomer setzt sich aus **Kompo**sit und Glasiono**mer** zusammen [*Hickel, R., Dasch, W., Janda, R., Tyas,*

M., Anusavice, K. (1998); Hickel, R., Kremers, L., Haffner, C. (1996); Ruse, N.D. (1999)). Die Klasse der Kompomere steht von der Zusammensetzung her zwischen den Kompositen und den kunststoffmodifizierten Glasionomerzementen (Hybridionomere) (*Eichner, K., Kappert, H.F. (1996); Hickel, R., Kremers, L., Haffner, C. (1996); Roulet, J.-F., Blunck, U. (1998))*. Es handelt sich um lichthärtende Einkomponenten-Pasten (*Attin, T., Buchalla, W. (1998); Hickel, R., Dasch, W., Janda, R., Tyas, M., Anusavice, K. (1998)*; *Koch, M.J., Pioch, T., Staehle, H.J. (1998)*). Die auch als carboxylat-modifizierte Komposite bezeichneten Werkstoffe bestehen aus Komposit- und Glasionomerbestandteilen und sollen folglich auch die Eigenschaften beider Klassen vereinen. In der Praxis hat sich diese Annahme allerdings nicht bestätigt (*Attin, T., Buchalla, W. (1998); Hickel, R., Kremers, L., Haffner, C. (1996); Ruse, N.D. (1999)*).

Neben den für die Kompositmaterialien üblichen Monomeren, Photoinitiatoren, Stabilisatoren und Pigmenten wird hier ein spezielles Carbonsäuregruppen tragendes Monomer eingesetzt. Daher kommt auch der Name carboxylatmodifiziertes Komposit. Zum einen kann dieses Monomer über Methacrylatgruppen durch Polymerisation vernetzen und zum anderen kann es in Anwesenheit von Wasser und Fluorsilikatgläsern über die Carboxylatgruppen eine Säure-Base-Reaktion in Gang setzen (*Attin, T., Buchalla, W. (1998); Eichner, K., Kappert, H.F. (1996); Hickel, R., Dasch, W., Janda, R., Tyas, M., Anusavice, K. (1998)*). Die Füllkörper in Kompomeren, sowohl aus der Polyalkenoatzement- (Strontium-Fluoro-Silikatgläser bis 10 µm) als auch aus der Kompositechnologie (hochdisperses SiO_2), liegen in silanisierter Form vor (*Attin, T., Buchalla, W. (1998); Hickel, R., Dasch, W., Janda, R., Tyas, M., Anusavice, K. (1998)*). Während der Bestrahlung findet zunächst die Polymerisation statt (*Attin, T., Vataschki, M., Hellwig, E. (1996); Kakaboura, A., Eliades, G., Palaghias, G. (2000)*). Die Säure-Base-Reaktion läuft erst nach Wasserzutritt ab (*Attin, T., Buchalla, W. (1998); Hickel, R. (1997)*; *Koch, M.J., Pioch, T., Staehle, H.J. (1998); Roulet, J.-F., Blunck, U. (1998)).* Nachdem die Kompomere beim Polymerisationsvorgang zuerst schrumpfen, verursacht die nachträgliche Wasseraufnahme eine Expansion durch Quellung des Material (*Gladys, S., Van Meerbeek, B., Lambrechts, P., Vanherle, G. (2001)*). Diese Expansion soll zu einer geringfügig besseren marginalen Integrität als bei den Kompositen führen (*Huang, C., Tay, F.R., Cheung, G.S., Kei, L.H., Wei, S.H., Pashley, D.H., (2002); Koch, M.J., Pioch, T., Staehle, H.J. (1998))*.

Kompomere sind bezüglich der Ästhetik und der Röntgenopazität zufriedenstellend (*Attin, T., Buchalla, W. (1998); Hickel, R., Dasch, W., Janda, R., Tyas, M., Anusavice, K. (1998)*). Von Vorteil ist neben der vereinfachten Verarbeitung auch die Fluoridabgabe der Kompo-

mere (*Attin, T., Kielbassa, A.M., Plogmann, S., Hellwig, E. (1996) Itota, T., Okamoto, M., Sato, K., Nakabo, S. (1999); Müller, U., Kielbassa, A.M., Schulte-Monting, J., Hellwig, E. (2000)*). Daraus resultiert ein reduziertes Sekundärkariesrisiko (*Dionysopoulos, P., Kotsanos, N., Papadogiannis, Y., Konstantinidis, A. (1998); Hsu, C.-Y.-S., Donly, K.J., Drake, D.R., Wefel, J.S. (1998); Mayer, T., Lenhard, M., Pioch, T. (1996)*). Jedoch zeigen Kompomere im Vergleich zu Kompositmaterialien schlechtere mechanische Eigenschaften (*Hickel, R., Kremers, L., Haffner, C. (1996))*. Sie haben eine geringere Abrasionsfestigkeit (*Bauer, C.M., Kunzelmann, K.-H., Hickel, R. (1995); Krämer, N. (1997); Pelka, M., Ebert, J., Schneider, H., Krämer, N., Petschelt, A. (1996)*), höhere Oberflächenrauhigkeit (*Rosen, M., Grossmann, E.S., Cleaton-Jones, P.E., Volchansky, A. (2001); Rzanny, A., Welker, D. (2000)*) und ein geringeres Elastizitätsmodul (*Attin, T., Vataschki, M., Hellwig, E. (1996); Braem, M.j., Lambrechts, P., Gladys, S., Vanherle, G. (1995)*). Auch die Farbstabilität ist der Kompositmaterialien nicht gleichwertig (*Abu-Bakr, N., Han, L., Okamoto, A., Iwaku, M. (2000); Iazzetti, G., Burgess, J.O., Gardiner, D., Ripps, A. (2000); Rzanny, A., Welker, D. (2000))*.

Indiziert sind Kompomere bei Kavitäten der Klassen III und V, keilförmigen Defekten und Milchzahnrestaurationen. Bestimmte Kompomere werden auch als Befestigungsmaterialien angeboten (*Attin, T., Buchalla, W. (1998); Hickel, R., Kremers, L., Haffner, C. (1996); Koch, M.J., Pioch, T., Staehle, H.J. (1998)*).

2.1.4 Ormocer-Materialien

Der Begriff Ormocer steht für „***or**ganically **mo**dified **cer**amics“ (Hickel, R., Dasch, W., Janda, R., Tyas, M., Anusavice, K. (1998); Roulet, J.-F., Blunck, U. (1998); Rzanny, A., Welker, D. (2000)*). Im Grunde handelt es sich bei den Ormoceren auch um Komposite, bei welchen die organische Matrix jedoch modifiziert wurde. Man erwartet davon vor allem eine geringere Polymerisationsschrumpfung und eine bessere Biokompatibilität (*Engewald, W., Efer, J. (1998); Hickel, R., Dasch, W., Janda, R., Tyas, M., Anusavice, K. (1998); Manhart, J., Chen, H.Y., Kunzelmann, K.-H., Hickel, R. (1999); Rzanny, A. ,Goebel, R., Welker (1999); Wataha, J.C., Rueggeberg, F.A., Lapp, C.A., Lewis, J.B., Lockwood, P.E., Ergle, J.W., Mettenberg, D.J. (1999); Wolter, H., Storch, W., Ott, H. (1992)*). Die Matrix besteht aus einer Mischung konventioneller Monomere (Bis-GMA, UDMA, TEDMA) sowie einem Polysiloxannetzwerk (Si-O-Si), an welches Methacrylatgruppen über Si-C-Bindungen kovalent gebunden sind (*Braun, I. (2000); Hickel, R., Dasch, W., Janda, R., Tyas, M., Anusavice, K. (1998); Wolter, H., Storch, W., Ott, H. (1994)*). Mehrere Untersucher konn-

ten nur eine sehr geringe Löslichkeit der Ormocere feststellen (*Engewald, W., Efer, J. (1998); Wataha, J.C. (1998); Wataha, J.C., Rueggeberg, F.A., Lapp, C.A., Lewis, J.B., Lockwood, P.E., Ergle, J.W., Mettenberg, D.J. (1999)*).

Rzanny (*Rzanny, A., Göbel, R., Welker, D. (1999)*) stellte eine geringere Polymerisationsschrumpfung von Ormocer-Kunststoffen (1,2 Vol.-%) im Vergleich mit herkömmlichen Kompositen (1,5 - 3 Vol.-%) fest (*Hickel, R., Dasch, W., Janda, R., Tyas, M., Anusavice, K. (1998); Soltez, U. (1998)).* Andere Studien zeigen aber keine signifikant reduzierten Schrumpfungswerte bei Ormoceren. Nach deren Angaben ist die Polymerisationsschrumpfung von Ormoceren mit 1,7 - 2,5 Vol.-% im Bereich der Kompositmaterialien einzustufen (*Braun, I. (2000); Soltez, U. (1998); Wolter, H., Storch, W., Ott, H. (1992)*). In Bezug auf Oberflächenqualität und Polierbarkeit, mechanische Eigenschaften, Verfärbungsneigung und Wasseraufnahme sind Ormocere den Kompositen gegenüber als gleichwertig anzusehen (*Bauer, C.M., Kunzelmann, K.-H., Hickel, R. (1995); Braun, I. (2000); Manhart, J., Chen, H.Y., Kunzelmann, K.-H., Hickel, R. (1999); Rzanny, A., Welker, D. (2000)*. Ormocere sind für die Black-Klassen I, II, III, IV und V sowie Milchzahnrestaurationen universell einsetzbar (*Rosin, M., Hartmann, A., Konschake, C., Greese, U., Swahn, B., Meyer, G., (1999)*).

2.1.5 Vor- und Nachteile der zahnfarbenen plastischen Füllungsmaterialien

Die größte Bedeutung in der restaurativen Zahnheilkunde liegt nicht nur in der Funktion und Langlebigkeit sowie Bioverträglichkeit, sondern auch in der Ästhetik. Es ist ein großer Erfolg, dass die modernen Komposite fast nicht mehr von der Zahnhartsubstanz unterschieden werden können. Besonders für die Patienten mit Füllungen im sichtbaren Bereich ist dies von großem Vorteil, da der kariöse Zahn visuell und funktionell wieder hergestellt werden kann. Jedoch stellt eben diese verwechselnde Ähnlichkeit zwischen Zahnhartsubstanz und dem Füllungsmaterial eine enorme Problematik für den Zahnarzt dar. Eine Füllung, die ästhetisch allen Erwartungen entspricht, sollte auch die Eigenschaften einer optimalen Füllung aufweisen. Dazu gehören nicht nur das Legen der Füllung unter absoluter Trockenhaltung sowie die spezielle Schichttechnik sondern auch das Entfernen von Überschüssen und das Erkennen der Füllung während des Finierens oder Polierens. Ebenfalls die Nachsorge und damit stetige Kontrolle der Füllungsränder sowie das Erkennen von früher gelegten Füllungen durch andere Zahnärzte sind für die Qualitätssicherung von großer Bedeutung. Durch die große optische Ähnlichkeit zwischen Zahnhartsubstanz und dem Komposit können Reste des Materials leicht unentdeckt bleiben. Durch diese

Rückstände bilden sich Plaqueretentionsstellen aus, die zu Sekundärkaries führen können. Bei dem Versuch, alle Überschüsse zu entfernen, kann es zu Zahnhartsubstanzverlust durch zu viel Abtrag und zur Bildung von Riefen kommen, die ihrerseits wieder Retentionsstellen für Plaque darstellen. Jedoch besteht diese Problematik nicht nur bei Füllungsrändern. Die Kontrolle der Ränder von Kronen und Brücken, welche adhäsiv mit Kompositmaterial befestigt wurden, ist ebenfalls von großer Bedeutung.

Auch stellt das Entfernen der Kleberreste nach Entfernung von Brackets ein großes Problem in der Kieferorthopädie dar. Es wird unweigerlich Zahnhartsubstanz abgetragen, da Kleber und Zahnhartsubstanz fast gar nicht zu unterscheiden sind. Um den unnötigen Abtrag des Zahnschmelzes zu vermeiden, wurde ein „neuer Hartmetallfinierer zum Beseitigen von Kleberesten nach Bracketentfernung“ von Radlanski, R.J. *(2001)* entwickelt. Jedoch besagt die Studie, dass sich „im Rasterelektronenmikroskop gezeigt hat, dass auch der Schmelz zwar nicht unberührt bleibt, aber dennoch weit weniger Bearbeitungsspuren zeigt als mit herkömmlichen Finierern“.
Einen weiterer Ansatz, die zahnähnliche Farbe des Komposites und die damit entstehenden Probleme zu umgehen, beschreibt die Studie von Rathke, B.K. *(2001)*. Um bei der Präparation von Kronen einen späteren marginalen Rand aus Dentin statt aus Komposit zu erhalten, sollte bei der Rekonstruktion des Zahnes mit einem Kompositaufbau (Kernaufbau) zweischichtig vorgegangen werden. Für den pulpanahen inneren Anteil sollte ein Komposit gewählt werden, welches sich von der Zahnfarbe deutlich unterscheidet und somit als Marker dient. Der äußere Teil soll nach ästhetischen Gesichtspunkten gestaltet werden, um dem Patienten einen geeigneten Interimsaufbau zu erstellen. Einen weiteren Ansatz bietet die Firma Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein, mit der Entwicklung eines dünnflüssigen Komposits, Tetric Flow Chroma. Durch die Zugabe von blaulichtempfindlichen Pigmenten reagiert Tetric Flow Chroma® auf kurze, intensive Belichtung mit einem Farbumschlag, der nach wenigen Minuten wieder verschwindet. Die Dauer der Farbreaktion reicht aus, um die Füllung präzise entfernen zu können, ohne die gesunde Zahnhartsubstanz zu beschädigen. Diese Reaktion kann beliebig oft durch das einfache Belichten des Materials wiederholt werden. Da jedoch auch im Tageslicht Blaulicht-Anteile enthalten sind, wird Tetric Flow Chroma® ausschließlich im nicht sichtbaren Bereich empfohlen. Das Restaurationsmaterial ist hauptsächlich für Unterfüllungen geeignet, da es eine blasenfreie Applikation direkt in den Kavitätenboden ermöglicht und röntgenopak ist. Farbliche Angleichung an die natürliche Umgebung durch die hohe Transparenz des Restaurationsmaterials ist gegeben.

3. Problemstellung

Durch das immer zahnähnlichere Erscheinungsbild des Füllungs- und Befestigungsmaterials in Fluoreszenz und Farbe ist es dem Zahnarzt nahezu unmöglich, einen Unterschied zwischen Zahn und Komposit zu sehen. Ziel dieser Arbeit ist daher, ein Komposit zu entwickeln, das bei Bestrahlung mit einer selektiven Lichtquelle, die Licht aus dem für das menschliche Auge nicht sichtbaren Bereich emittiert, sichtbar wird und sich von der Zahnhartsubstanz deutlich abhebt. Bei Wegnahme dieser Lichtquelle soll das Komposit wieder seine ursprüngliche Farbe annehmen. Hierzu sollten in der vorliegenden Arbeit drei experimentelle Kompositmaterialien mit gleicher Zusammensetzung hergestellt werden. Zwei dieser experimentellen Komposite sollten mit zwei unterschiedlichen experimentellen Leuchtpigmenten in unterschiedlichen Konzentrationen versetzt werden. Ein Leuchtpigment zeigt Fluoreszenz bei Bestrahlung mit 408 nm, das andere bei 980 nm. Als Vergleich sollte das Kompositmaterial ohne Leuchtpigment sowie das klinisch bewährte Handelprodukt Herculite XRV® eingesetzt werden. In einem Vorversuch galt es zunächst zu klären, welches der Leuchtpigmente bei Bestrahlung mit der selektiven Lichtquelle die beste Fluoreszenz und damit die beste Unterscheidung zur Zahnhartsubstanz gewährleistet. Das experimentelle Komposit mit dem optimalen Leuchtpigment sollte in zwei unterschiedlichen Konzentrationen auf folgende Eigenschaften untersucht und dem Vergleichskomposit gegenübergestellt werden:

- Biegefestigkeit, E-Modul vor und nach Temperaturlastwechsel (EN ISO 4049)
- Wasseraufnahme, Löslichkeit (EN ISO 4049)
- Aushärtungstiefe (EN ISO 4049)
- Farbstabilität

Die erhaltenen Resultate sollen darüber entscheiden, ob das experimentelle Komposit als Grundlage für die Entwicklung eines neuen, mit der besonderen Eigenschaft der selektiven Fluoreszenz bei Laserbestrahlung, dienen kann.

4. Materialien und Methoden

4.1 Versuchsaufbau und -ablauf

Es wurden fünf experimentelle Kompositmaterialien hergestellt, deren Materialeigenschaften mit einem Handelsprodukt als Kontrolle (Herculite XRV®) verglichen wurden.

Bei den experimentellen Kompositmaterialien handelte es sich um Standardrezepturen. Es wurden einmal keine Leuchtpigmente zugesetzt und dann die beiden unterschiedlichen Leuchtpigmente in verschiedenen Konzentrationen beigefügt, sodass fünf verschiedene experimentelle Kompositmaterialien entstanden.

Die Rezepturen sind im Einzelnen dem Kapitel 4.2 zu entnehmen.

In einem Vorversuch, der in Kapitel 4.3 detailliert beschrieben wird, wurde zunächst geprüft, welches der Leuchtpigmente für einen klinischen Einsatz am Besten geeignet erschien. Es wurden folgende werkstoffwissenschaftlichen Untersuchungen durchgeführt:

Vorversuche:

- Verhalten der Kunststoffe unter Bedingungen des alltäglichen Lebens:
    1. Bestrahlung unter einem Solarium
    2. bei Diskothekenbeleuchtung
    3. Bestrahlung mit der zahnärztlichen Polymerisationslampe
- Löslichkeit von Dentalglas im Vergleich zu den Leuchtpigmenten
    1. Löslichkeit von D-Glas und Lt.-Pigment in Wasser bei 37 °C
    2. Löslichkeit von D-Glas und Lt.-Pigment in 5%-tiger Essigsäure
    3. Löslichkeit von D-Glas und Lt.-Pigment in 5%-tiger Zitronensäure

Hauptversuche:

- Ermittlung von Biegefestigkeit und Elastizitätsmodul (E-Modul) vor und nach Temperaturlastwechselverfahren (Kapitel 4.5)
- Wasseraufnahme und Löslichkeit (Kapitel 4.6)
- Aushärtungstiefe (Kapitel 4.7)
- Farbstabilität (Kapitel 4.8)

	Standard-Komposit	Komposit 1 C=0,5 % ROT	Komposit 2 C=0,5 % ROT	Komposit 3 C=1,0 % GRÜN	Komposit 4 C=1,0 % GRÜN	Kontrolle Herculite®
Biegefestigkeit/ E-Modul	10	10	10	10	10	10
Biegefestigkeit/ E-Modul nach Temperaturlastwechsel	10	10	10	10	10	10
Wasseraufnahme/ Löslichkeit	10	10	10	10	10	10
Aushärtungstiefe	10	10	10	10	10	10
Farbstabilität	8	8	8	8	8	8

Tab.4.1 Übersicht über die getesteten Kompositmaterialien

Zur Aushärtung der Prüfkörper wurde die Polymerisationslampe Spectrum 800 (Dentsply DeTrey GmbH, Konstanz, Deutschland) verwendet.

4.2 Zusammensetzung der experimentellen Kompositmaterialien

Kontroll-Komposit/ Standardkomposit

(ohne Leuchtpigment, Angaben in Masse-%)

Menge [Masse in %]	Rohstoff	Chargen-Bez.	Lieferant	Bestandteil
73,000 (Vol.-% = 53,00)	Strontiumborosilikatglas, silanisiert (von Herstellerseite mit 3- Methacryloyloxypropyltrimethoxysilan), mittlere Korngröße: 0,7 µm,	Lab14701	Schott Electronic Packaging GmbH, Landshut, Deutschland	*Glas G0 18-093*
11,900	7,7,9-Trimethyl-4,13-dioxo-3,14-dioxa-5,12-diaza-hexadecan-1,16-diol-dimethacrylat (UDMA)	330503057	Rahn AG, Zürich, Schweiz	*Monomermischung*
8,100	Bis-GMA	2008218303	Rahn AG, Zürich, Schweiz	
6,757	Tetraethylenglycoldimethacrylat (TEGDMA)	J1620	Cray Valley, Paris, Frankreich	
0,081	α,α-Dimethoxy-α-phenylacetophenon (Irgacure 651)	0066162S	Ciba Specialities Chemical Inc., Basel, Schweiz	
0,054	D, L-Campherchinon	0148990002	Rahn AG, Zürich, Schweiz	
0,054	2-Hydroxy-4-methoxy-bezophenon	411351/143302	Fluka, Buchs, Schweiz	
0,027	Ethyl-4-(dimethylamino-benzoat (Genocure EPD)	310170	Rahn AG, Zürich, Schweiz	
0,027	Pentaerythrityl-tetrakis[3-(3,5-di-tert.-butyl-4-hydroxyphenyl)-propionat (Irganox 1010)	26099IC3	Ciba Specialities Chemical Inc., Basel, Schweiz	

Tabelle 4.2: Inhaltsstoffe des Standard-Komposits (Monomergemisch und Füllstoff)

Zusammensetzung der experimentellen Komposite

Experimentelles Komposit	Monomermischung	Glas GO 18-093®	Aerosil R709®	Leuchtpigment Lumilux
1	27 %	71,0 %	1,0 %	1,0 % GRÜN Z-E5749®
2	27 %	71,5 %	0,5 %	0,5 % GRÜN Z-E5749®
3	27 %	71,0 %	1,0 %	1,0 % ROT CD 106®
4	27 %	71,5 %	0,5 %	0,5 % ROT CD 106®

Tabelle 4.3: Inhaltsstoffe der experimentellen Komposite

Das Leuchtpigment GRÜN Z-E5749®/ ROT CD 106® ersetzt um 0,5 % bzw. 1,0 % den herkömmlichen Füllstoff des Komposits, das Glaspulver.

Aerosil R709® (Degussa AG Konstanz, Deutschland, silanisierte hochdisperse Kieselsäure).

Abbildung 4.1 zeigt die experimentellen Kompositmaterialien in lichtundurchlässigen Dosen

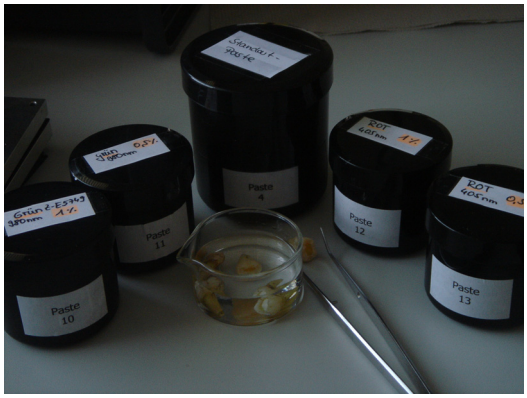


Abbildung 4.1

4.3 Vorversuche zur Auswahl des Leuchtpigmentes und der Beleuchtungsquellen

Bevor eine Untersuchung der entsprechenden experimentellen Kompositmaterialien erfolgen konnte, musste geprüft werden, welches Leuchtpigment für den klinischen Einsatz am Besten geeignet war. Das Leuchtpigment Lumilux GRÜN Z-E5749® hat sein Emissionsmaximum bei 980 nm. Hierfür ist die experimentelle Lichtquelle (120 mW, 980 nm, RLDH980-120-3, Roithner Laser, Wien, Austria) am Besten geeignet. Diese Belichtungsquelle hat ein Emissionsmaximum bei 980 nm mit 120 mW.

Das Leuchtpigment ROT CD 106® hat das Emissionsmaximum bei 405 nm. Hierfür wird als Beleuchtungsquelle ein selbstgebauter Laser mit einer Wellenlänge von 405 nm (Insti-

tut für Lasermedizin, Uni-Klinik, HHU, Düsseldorf, Deutschland) eingesetzt. Dieses Lichtgerät hat sein Emissionsmaximum bei 480 nm. Im ersten Vorversuch musste sichergestellt werden, dass die Leuchtpigmente nicht schon unter den Bedingungen des täglichen Lebens Leuchteffekte zeigen, sondern erst, wenn sie mit den speziellen Lichtquellen bestrahlt werden.

Für diesen Test wurden Prüfkörper mit einem Durchmesser von 12 mm und einer Dicke von 1 mm hergestellt und unter folgenden Bedingungen getestet:

- Bestrahlung unter einem Solarium
- bei Diskothekenbeleuchtung
- Bestrahlung mit der zahnärztlichen Polymerisationslampe

Sie durften bei diesen Bedingungen keine Fluoreszenz zeigen. Da beide Pigmente keine Fluoreszenz zeigten, wurden sie der weiteren Versuchsfolge unterworfen. Um zu prüfen, ob sich die Pigmente genügend von der natürlichen Fluoreszenz des Zahnes unterscheiden, wurden folgende weitere Versuche an extrahierten Zähnen durchgeführt:

Es wurden vier Molaren extrahiert und bis zum Beginn des Versuches in einer 1 %-tigen wässerigen Lösung von Chloramin Trihydrat gelagert. So trockneten die Zähne nicht aus und ihre Struktur wurde nicht verändert. Die Molaren wurden okklusal mit einer Kavität versehen (Abbildung 4.2), sodass die unterschiedlichen Kompositmaterialien in die natürlichen extrahierten Zähne eingebracht werden konnten. Es wurden Seitenzahnfüllungen lege artis gelegt (Abbildung 4.3) und die verschiedenen Leuchtpigmente unter dem jeweiligen Laser zum Leuchten angeregt. Das Material Lumilux ROT CD 106® mit einer Absorption bei 405 nm zeigte weder bei der Konzentration c = 0,5 % noch bei c = 1,0 % ein Leuchtmerkmal. Das Material mit dem Leuchtpigment Lumilux GRÜN Z-E 5749® und dem Emissionsmaximum bei 980 nm entsprach den Erwartungen. Sowohl der Zahn mit der 0,5 %-igen als auch der Zahn mit der 1,0 %-igen Füllungspaste leuchtete bei Kontakt mit dem Laserlichtstrahl grün auf. Somit werden die experimentellen Komposite mit dem Leuchtpigment Lumilux GRÜN Z-E 5749® in beiden Konzentrationen einer weiteren Testreihe unterzogen.

Abbildung 4.2: extrahierte Zähne mit Kavität

Abbildung 4.2

Abbildung 4.3: gefüllte Zähne

Abbildung 4.3

4.4 Physikalische und chemische Eigenschaften des experimentellen Leuchtpigmentes

Die Herstellung der Leuchtpigmente GRÜN Z-E5749® mit einer Absorption bei 980 nm und ROT CD 106® mit einer Absorption bei 405 nm erfolgte durch die Firma Honeywell Speciality Chemicals GmbH, Seelze, Deutschland.

Das Pigment GRÜN Z-E5749® enthält:

Oxide und Sulfide von Yttrium, Ytterbium und Europium

Das Pigment ROT CD 106® enthält:

Oxide von Yttrium und Europium

Die Chemikalien wurden von der Firma Sigma-Aldrich, Eppendorf, Deutschland in p.a. Qualität bezogen.

Wie in der Zusammensetzung der experimentellen Komposite bereits erwähnt, wird das Glaspulver, der herkömmliche Füllstoff der Komposite, durch das jeweilige Leuchtpigment ersetzt. Es ist demnach wichtig zu testen, ob das Leuchtpigment die gleiche Löslichkeit wie das Glaspulver besitzt. Dazu werden folgende Untersuchungen durchgeführt.

Es wird die Löslichkeit der Pulver

1. in dest. Wasser bei 37 °C
2. in 5 %-tiger Essigsäure bei Raumtemperatur
3. in 5 %-tiger Zitronensäure bei Raumtemperatur

gemessen.

Die Löslichkeitsversuche mit dem Dentalglas als Referenz und dem Leuchtpigment wurden wie folgt durchgeführt.

Es wurden 500 mg (± 0,1 mg) des Leuchtpigmentes und des Dentalglases mit der Waage (Mettler Toledo AG 135) eingewogen. Die abgemessenen Pulver wurden in Zentrifugengefäße gegeben, deren Gewicht zuvor bestimmt wird. Dann wurden den Pulvergefüllten Gefäßen entweder 100 ml Zitronensäure 5 %-tig, Essigsäure 5 %-tig, oder destilliertes Wasser zugegeben und eine Stunde bei Raumtemperatur (ca. 25 °C) gerührt. Die Dispersionen wurden bei 9000 Umdrehungen/min (Sigma 6-10 Laborzentrifuge) für 10 min. zentrifugiert. Nach dem Zentrifugieren wurde die Flüssigkeit abgeschüttet und die Zentrifugengefäße für 24 Stunden in den Trockenschrank bei 37 °C gestellt und nochmals gewogen. Aus der Differenz der gemessenen Werte errechneten sich die Menge des in der jeweiligen Flüssigkeit gelösten Pulvers und damit die Löslichkeit.

Die Versuche wurden sowohl für das Dentalglas als auch für die Leuchtpigmente je dreimal wiederholt. Es wurden 18 Zentrifugengefäße benötigt.

4.5 Biegefestigkeit und Elastizitätsmodul vor und nach Temperaturlastwechsel

Überblick über die Methodik

Die Biegefestigkeit wurde gemäß EN ISO 4049 ermittelt. Da die Norm keine Vorschrift zur Ermittlung des Elastizitätsmoduls angibt, wurde dieser nach der üblichen Formel aus dem Dreipunktbiegeversuch, der für die Biegefestigkeit angewandt wurde, berechnet. Um eventuelle Alterungsvorgänge beobachten zu können, wurden zwei Messserien durchgeführt. Bei Messserie 1 erfolgten die Untersuchungen, wie in der Norm vorgesehen, nach 24 Stunden Wasserlagerung bei 37 °C.

Bei Messserie 2 wurden die Proben zunächst bei 37 °C 4 Wochen im Wasser gelagert und anschließend einem Temperaturlastwechselverfahren von 5000 Mal zwischen + 5 °C und + 55 °C unterworfen. Die Verweildauer bei jeder Temperatur betrug 30 s, die Transferdauer 15 s. Breite und Höhe der Prüfkörper wurden mit der Schieblehre bestimmt. Mittels der Universalprüfmaschine (Model 106.L, Test GmbH, Erkrath, Germany, Geschwindigkeit von 0,75 mmmin^{-1}) wurde die maximale probenspezifische Kraft (F) auf den Prüfkörper ermittelt und der Abstand zwischen den Auflagen (l) gemessen. Aus den Daten (Höhe, Breite, Kraft und Abstand) konnten die Biegefestigkeit und der Elastizitätsmodul errechnet werden.

Abbildung 4.4 zeigt schematisch den Versuchsablauf von Messung der Biegefestigkeit und des E-Moduls mit und ohne Temperaturlastwechselverfahren

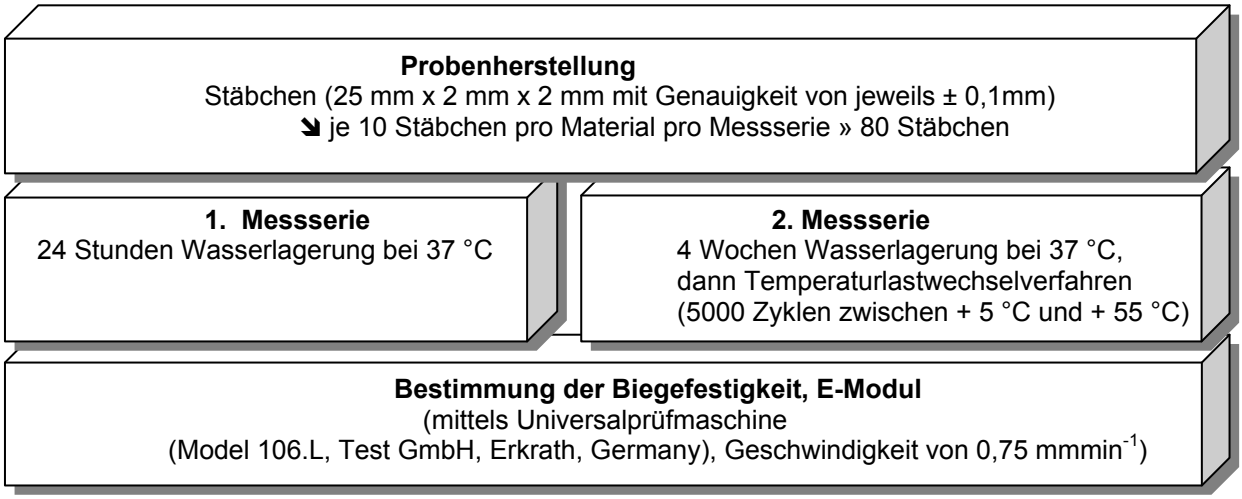


Abbildung 4.4: Überblick über die Methodik

Vorversuche zur Probenherstellung

Vorversuche wurden durchgeführt, um sich mit dem Versuchsaufbau und den Materialien vertraut zu machen. Angefertigt wurden jeweils zwei Messserien mit fünf Prüfkörpern aus Herculite XRV, Farbe Dentin A3. Erste werkstoffkundliche Ergebnisse waren im Bereich der vom Hersteller angegebenen Werte. Somit konnte davon ausgegangen werden, dass die Prüfkörperherstellung und Durchführung der Versuche ordnungsgemäß war.

Herstellung der Prüfkörper und Versuchsanordnung gemäß EN ISO 4049

Benutzt wurde eine Form aus nicht rostendem Stahl für die Herstellung von fünf Prüfkörpern mit einer jeweiligen Abmessungen von (25 ± 2) mm x (2 ± 0,1) mm x (2 ± 0,1) mm. Die Prüfkörperform mit eingelegten Metallstäbchen ist in Abbildung 4.5 und Abbildung 4.6 dargestellt.

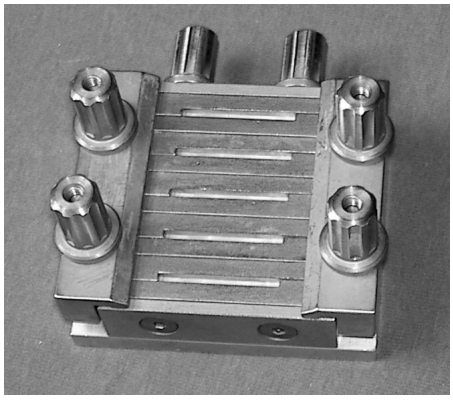


Abbildung 4.5: Prüfkörperform

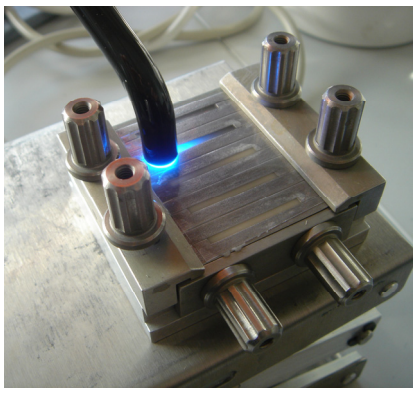


Abbildung 4.6: Prüfkörperform

Die Bodenplatte hat an jeder Seite zwei Gewindebohrungen mit Feststellschrauben. Die Auflagefläche der Bodenplatte für die Prüfkörper wurde mit einer 50 µm starken Polyesterfolie abgedeckt. Hierauf wurden dann 10 speziell geformte Metallstäbchen so aufgelegt, dass sie fünf Hohlräume in Form der Prüfkörper in den gewünschten Abmessungen ergeben. Durch diese Anordnung ist ein leichtes Abformen möglich.
Die Innenseiten der Metallstäbchen, die in Kontakt mit dem zu prüfenden Material treten, wurden mit einem Teflontrennmittel dünn bestrichen, um ein Anhaften des zu prüfenden Materials zu vermeiden. Das entsprechende Füllungsmaterial wurde nun mittels eines Kunststoffspatels so in die Hohlräume gefüllt, dass sie gerade leicht überfüllt waren. So wurden Unterschüsse sowie aber auch zu große Überschüsse, die zu starken Pressfahnen führen könnten, vermieden.
Die gesamten Oberflächen der nicht ausgehärteten Prüfkörper wurden nun ebenfalls mit einer 50 µm starken Polyesterfolie abgedeckt. Dann wurde eine Metallabdeckplatte aus rostfreiem Stahl aufgelegt und unter einer Presse gepresst, um eine gute Verdichtung des zu prüfenden Materials zu gewährleisten.
Die Metallabdeckplatte wurde entfernt. Die Lichtaustrittsfenster des Bestrahlungsgerätes wurde gemäß EN ISO 4049 in der Mitte des Probekörpers auf die Folie gesetzt. Dieser Bereich des Probekörpers wurde nun 40 Sekunden bestrahlt. Laut Hersteller kann man nach dieser Zeit von einer vollständigen Härtung ausgehen. Die Austrittsöffnung wurde zum nächsten Bereich neben der Mitte bewegt, wobei der vorherige Bereich um den halben Durchmesser der Austrittsöffnung überlappte. Der neue Bereich wurde wiederum für 40 Sekunden bestrahlt. Danach wurde der Bereich auf der andere Seite der Mitte auf gleiche Weise bestrahlt. Der Vorgang wurde solange fortgesetzt, bis die gesamte Länge des Probekörpers bestrahlt worden war. Die Feststellschrauben wurden gelöst, die Form umgedreht und die Bodenplatte entfernt. Der Bestrahlungsvorgang wurde nun auf der Unterseite der Prüfkörper wiederholt. So wurden fünf Messpunkte insgesamt 200 Sekunden lang pro Seite bestrahlt. Es wurden von jedem Füllungsmaterial zehn Proben hergestellt. Nach dem Polymerisieren wurden die Prüfkörper aus der Form genommen und alle Pressfahnen mittels eines Skalpells entfernt. Die Prüfkörper wurden anschließend für 24 Stunden in destilliertem Wasser bei 37 °C gelagert.

Für die zweite Messserie wurden ebenfalls zehn Probekörper pro Material auf gleiche Weise hergestellt. Nach Entnahme aus der Form wurden diese vier Wochen bei 37 °C in destilliertem Wasser gelagert. Anschließend erfolgte ein Temperatur-Wechselbad zwi-

schen + 5 und + 55 °C mit 5000 Zyklen. Die Verweildauer betrug 30 s und die Transferdauer 5 s.

Biegefestigkeits- und Elastizitätsmodulmessung erfolgten im Dreipunktbiegeversuch in der Universalprüfmaschine (Model 106.L, Test GmbH, Erkrath, Deutschland). Vor dem Einbringen der Prüfkörper in die Prüfmaschine wurden zuerst Breite und Höhe des Prüfkörpers mittels Schieblehre mit einer Genauigkeit von ± 0,01 mm gemessen.
Der stäbchenförmige Prüfkörper lag dabei auf zwei Auflagen mit einem Abstand von 20 mm. Die Belastung erfolgte mit einer Vorschubgeschwindigkeit von 0,75 ± 0,25 mm/min mittig bis zum Bruch.

Die Biegefestigkeit σ wird in MPa nach folgender Gleichung berechnet:

$$\sigma = \frac{3F \times L}{2b \times h^2}$$

Das E-Modul E, wird in MPa nach folgender Gleichung errechnet:

$$E = \frac{L^3}{4b \times h^3} \times \frac{F}{Y}$$

F = die maximal auf die Probe ausgeübte Kraft, in Newton

L = der Abstand zwischen den Auflagen mit einer Genauigkeit von ± 0,001 mm, in Millimeter

b = die Breite des Probekörpers unmittelbar vor der Prüfung gemessen, in Millimeter

h = die Höhe des Probekörpers unmittelbar vor der Prüfung gemessen, in Millimeter

$\frac{F}{Y}$ = Steigung des linearen Teils der Spannungs-Dehnungs-Kurve

4.6 Wasseraufnahme und Löslichkeit

Überblick über die Methodik

Die Bestimmung der Wasseraufnahme und Löslichkeit erfolgte gemäß EN ISO 4049. Die unterschiedliche Wasseraufnahme und Löslichkeit bei Füllungsmaterialien soll untersucht werden. Das folgende Schema der Abbildung 4.7 gibt einen Überblick über die Methodik:

Abbildung 4.7: Überblick über die Methodik

Herstellung der Prüfkörper und Versuchsanordnung gemäß EN ISO 4049

Zur Herstellung der Probekörper diente eine Form mit einem Innendurchmesser von 15 ± 0,1 mm und einer Höhe von 1,0 ± 0,1 mm. Zwei Metallplatten dienten als Boden- und Deckplatten (Abbildung 4.8). Als Trennmittel wurde BASF-Trennmittel auf der Basis von Nanopartikeln (Lotus-Effekt) verwendet. Ein Stück PET-Folie wurde auf die Bodenplatte gelegt und die Form darauf gestellt. Die Form wurde mit einem geringen Überschuss mittels eines Heidemannspatels mit dem jeweiligen Kompositmaterial gefüllt. Anschließend wurde ein zweites Stück Folie auf den Kunststoff in der Form gelegt und mit der Deckplat-

te bedeckt. Mittels einer Schraubzwinge wurde überschüssiges Kompositmaterial herausgepresst und nach ca. einer Minute die Deckplatte entfernt.

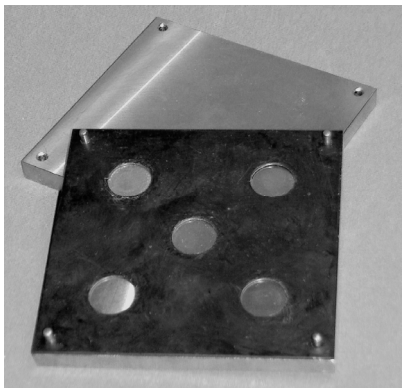


Abbildung 4.8: Prüfkörperform

Unter Belassung der PET-Folien wurden die Probekörper ausgehärtet. Hierfür wurde die Austrittsöffnung der Polymerisationslampe direkt auf die Folie gesetzt. Dieser Bereich wurde für 40 Sekunden bestrahlt. Ein neuer Bereich wurde nach Weiterschieben der Austrittsöffnung bestrahlt. Das hierbei entstehende Bestrahlungsschema ist der Abbildung 4.9 zu entnehmen.

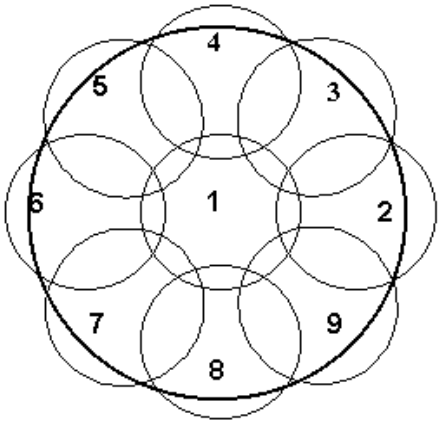


Abbildung 4.9: Bestrahlungsschema

Der Vorgang wurde so lange fortgesetzt, bis der gesamte Probekörper bestrahlt war. Um eine vollständige Aushärtung zu gewährleisten, wurde die Polymerisationslampe neun Mal auf jeden Prüfkörper für 40 Sekunden aufgesetzt. Danach wurde die Form umgedreht, die Bodenplatte entfernt und die untere Seite auf die gleiche Weise ausgehärtet. Der Probekörper wurde aus der Form genommen und die Pressfahnen mit einem Skalpell und Schmirgelpapier entfernt.

Es wurden pro Material zehn Proben hergestellt. Nach Kennzeichnung der einzelnen Probekörper wurden diese in einen Exsikkator gelegt, welcher bei 37 °C für 22 h in einen Wärmeschrank gestellt wurde. Danach wurden die Probekörper herausgenommen, zwei Stunden bei 23 °C gelagert und dann mit einer Genauigkeit von ± 0,1 mg gewogen. Gemessen wurde mit einer Analysenwaage (Toledo XS, Mettler Toledo GmbH, Greifensee, Schweiz). Dieser Zyklus war so lange zu wiederholen, bis eine konstante Masse m_1 erreicht war, d.h. der Masseverlust bei jedem Probekörper in jeder 24 h-Periode nicht größer als 0,1 mg war. Nach dem vollständigen Trocknen wurde der Durchmesser zweimal rechtwinklig zueinander mit Hilfe einer Schieblehre gemessen und der mittlere Durchmesser berechnet. Die Dicke des Probekörpers wurde in der Mitte und an vier, in gleichem Abstand liegenden Stellen des Randes gemessen.
Das Volumen, in mm^3, berechnete sich aus der Fläche in mm^2 und der mittleren Dicke.

Die Probekörper wurden für sieben Tage in Wasser von 37 °C gelagert und zwar in vertikaler Lage mit einem Mindestabstand von 3 mm. Nach sieben Tagen wurden die Probekörper heraus genommen und mit Wasser abgespült. Das Wasser wurde von der Oberfläche abgetupft, bis keine Feuchtigkeit mehr sichtbar war. Eine Minute nach Entnahme wurde gewogen und die Masse als m_2 angegeben. Nach dieser Wägung wurden die Probekörper wieder in den Exsikkator bei 37 °C gestellt. Alle 24 Stunden wurde so lange gewogen, bis die Proben eine konstante Masse aufwiesen. Diese als m_3 angegebene Masse durfte nicht mehr als 0,1 mg abweichen.

Die Wasseraufnahme berechnete sich aus der Differenz der Masse des Probekörpers nach Wasserlagerung und der Masse des wieder getrockneten Probekörpers in Abhängigkeit vom Volumen.

$$Wsp = \frac{m_2 - m_3}{V}$$

m_2 = Masse des Probekörpers nach Wasserlagerung für 7 Tage; in µg
m_3 = Masse des wieder getrockneten Probekörpers; in µg
V = das Volumen des Probekörpers; in mm^3

Die Löslichkeit ergab sich aus der Differenz der Masse der getrockneten Probekörper vor der Wasserlagerung und der Masse des wieder getrockneten Probekörpers.

$$Wsl = \frac{m_1 - m_3}{V}$$

m_1 =Masse des getrockneten Probekörpers vor der Wasserlagerung; in µg

m_3 = Masse des wieder getrockneten Probekörpers; in µg

V = das Volumen des Probekörpers; in mm^3

4.7 Aushärtungstiefe

Die Aushärtungstiefe wurde gemäß EN ISO 4049 bestimmt.

Überblick über die Methodik

Das Schema in Abbildung 4.10 stellt einen Überblick über den Ablauf des Versuches dar.

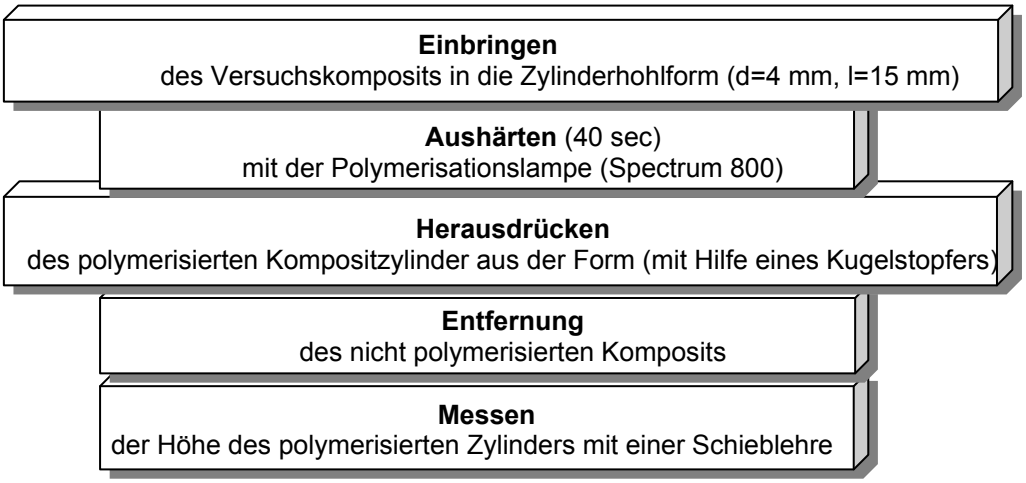


Abbildung 4.10: Überblick über die Methodik

Herstellung der Prüfkörper und Versuchsanordnung gemäß EN ISO 4049

Um die Polymerisationstiefe eines zylindrischen Probekörpers bestimmen zu können, wurde eine Kunststoffform (Abbildung 4.11) verwendet. Diese Form hatte in der Mitte einen Hohlzylinder. Der Durchmesser betrug 4 mm, die Länge 15 mm. Die Form schirmte die Seiten des Probekörpers ab und erlaubte einen Lichtzutritt nur an dessen Enden.

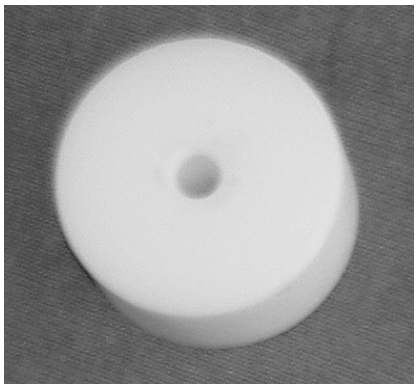


Abbildung 4.11: Prüfkörperform

Ein BASF-Trennmittel wurde verwandt, um die Entnahme des Probekörpers zu erleichtern. Die Form wurde auf eine PET-Folie auf eine Bodenplatte gestellt. Unter Zuhilfenahme eines Heidemannspatels wurde die Form mit dem Probematerial bei geringem Überschuss gefüllt und mit einer zweiten Polyesterfolie abgedeckt. Eine Deckplatte wurde aufgelegt. Unter leichtem Druck wurde der überschüssige Kunststoff herausgepresst und die Deck-

platte entfernt. Die Austrittsöffnung des Bestrahlungsgerätes wurde direkt auf die Folie gesetzt und der Kunststoff für 40 s bestrahlt. Nach Ende der Bestrahlung wurde der Probekörper aus der Form mit Hilfe eines Kugelstopfers gedrückt und so entnommen. Der nicht polymerisierte, noch weiche Kunststoff wurde mit dem Spatel entfernt. Die Höhe des Zylinders aus polymerisiertem Kunststoff wurde mittels einer Schieblehre mit einer Genauigkeit von ± 1 mm gemessen. Pro Prüfmaterial wurden zehn Zylinder hergestellt.

4.8 Farbstabilität

Die Farbstabilität von zahnfarbenen Füllungsmaterialien wurde gemäß EN ISO 4049 bestimmt.

Überblick über die Methodik

Das Schema in Abbildung 4.12 stellt den Versuchsablauf dar.

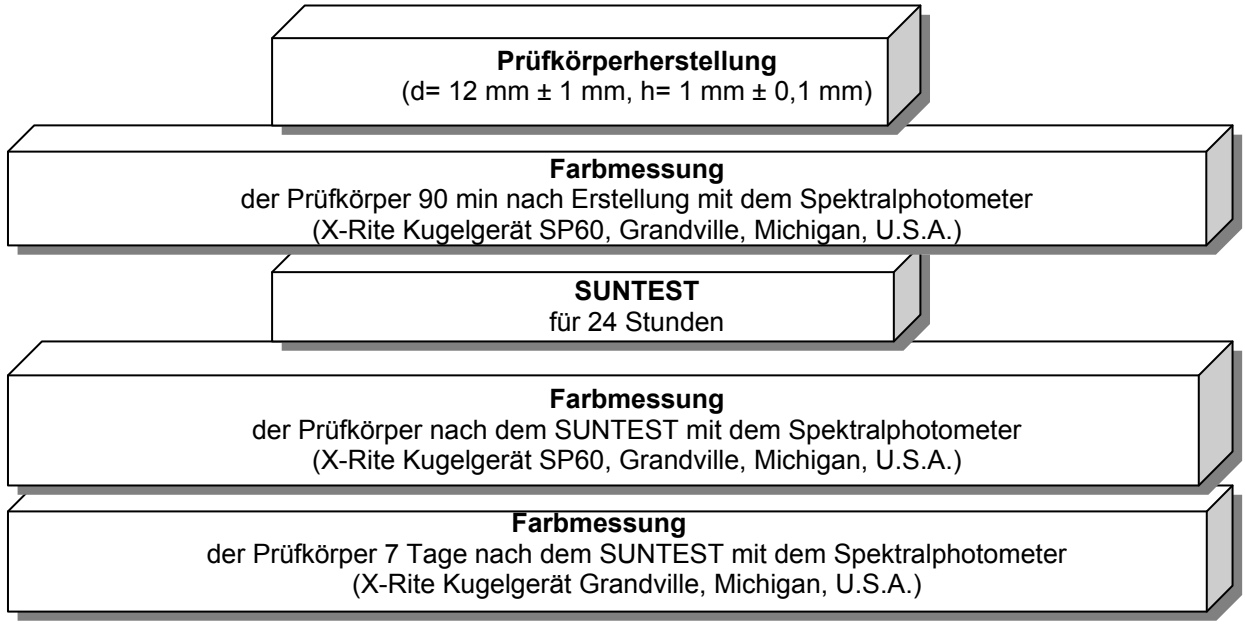


Abbildung 4.12: Überblick über die Methodik

Herstellung der Prüfkörper und Versuchsanordnung gemäß EN ISO 4049

Die Prüfkörperherstellung wurde in Anlehnung an die Norm EN ISO 4049 vorgenommen. Die Prüfkörper wurden bei Raumtemperatur (ca. 22,0 - 22,5 °C) hergestellt, so dass das in der Norm EN ISO 4049 geforderte Prüfklima (23 ± 1 °C bei > 30 % Luftfeuchtigkeit) trotz des Nichtvorhandenseins eines speziellen Klimaraumes gewährleistet werden konnte.

Die zur Herstellung verwendete Probenform (Abbildung 4.13) bestand aus einer 10 mm starken Metallbasis aus Aluminium (1) mit den Ausmaßen 30 mm x 140 mm, an deren Ecken vier etwa 3 mm durchmessende Stifte (2) parallel zueinander eingearbeitet waren, um darüber Schablonen (3 + 4) fest aufsetzen zu können, die ihrerseits die passenden Perforationen aufwiesen.

Die Schablonen bestanden aus weißem opaken Polyoxymethylen (POM). Dieses Material bietet eine gute Dimensionsstabilität, Verwindungssteifigkeit und geht keine Verbindung mit den zu testenden Kunststoffen ein. Somit waren sie gut aus der Form zu entfernen. Darüber hinaus gewährleistete die weiße, völlig opake Farbe des POM, dass keine Strahlung seitlich des bestrahlten Probenmaterials weitergeleitet wurde. Dadurch war die unbeabsichtigte Mitbestrahlung benachbarter Probekörper ausgeschlossen. In die Mittlere der 1 mm dicken POM-Platten (4) befanden sich fünf Löcher mit einem Durchmesser von jeweils 12 mm, die in einem Abstand von 15 mm angeordnet waren.

Der in der EN ISO 4049 vorgegebene Probendurchmesser von 15 mm wurde bewusst nicht eingehalten. Die Prüfkörper für die vorliegende Arbeit hatten nur einen Durchmesser von 12 mm. Damit war die einseitige Bestrahlung der gesamten Probenoberfläche gewährleistet. Da Lichtgeräte mit einem Lichtleiterdurchmesser von 10 mm verwendet wurden, konnten die Lichtleiter nicht vollkommen auf die Prüfkörper aufgesetzt werden sondern es musste aus einer Entfernung von 5 mm bestrahlt werden. Die in der Norm EN ISO 4049 vorgegebene doppelseitige und überlappende Bestrahlung eines jeden Prüfkörpers wurde nicht durchgeführt, da die gewünschte Polymerisationszeit von 40 s eingehalten werden sollte. Außerdem sollte der klinische Bezug gewahrt bleiben, denn in der Praxis ist die Lichteinwirkung auch nur einseitig möglich.

Wie in Abbildung 10 dargestellt, wurde zur Herstellung eines Prüfkörpers ein Streifen strahlendurchlässiger, 0,05 mm starker PET-Folie (1) auf eine unperforierte POM-Platte (2) gelegt. Diese Platte lag der Metallbasis direkt auf. Anschließend konnte die Schablone (3) aufgesetzt und über die Führungsstifte in ihre stabile Endlage gebracht werden. In die Formen wurde nun eine ausreichende Menge des zu verarbeitenden Kunststoffes (0,25 g)

eingebracht. Auf das mit einem Spatel blasenfrei flachgedrückte Füllungsmaterial wurde wiederum ein zugeschnittenes Stück lichtdurchlässiger Folie aufgebracht. Anschließend wurde das Material mit einer unperforierten POM-Platte abgedeckt. Nach dem Auflegen einer der Basis entsprechenden, druckstabilen Aluminiumplatte wurde das Material mit einer Schraubzwinge unter Druck 60 s lang komprimiert.

Um eine unbeabsichtigte zusätzliche Bestrahlung benachbarter Proben zu vermeiden, wurden die nicht zu bestrahlenden Körper anschließend mit einer Metallplatte abgedeckt. Mittels einer Hebebühne wurde die zu polymerisierende Probe bis auf 5mm dem Lichtaustrittsfenster der Polymerisationslampe (5) angenähert. Bei einem Lichtaustrittsfenster (z) von 10 mm Durchmesser ist dies, wie oben gesagt, nicht nötig. Die Lampe war in die Klemmvorrichtung eines Lampenstativs eingespannt, um den Abstand des Lichtaustrittsfensters zur Materialoberfläche konstant zu halten. Somit war eine gleichmäßig bestrahlte, ausreichend große Belichtungsfläche gewährleistet. Danach wurde das jeweilige Füllungsmaterial 40 s polymerisiert. Der Probekörper konnte nun von unten her aus der Schablone gedrückt werden. Anschließend wurden auf der Unterseite der acht identisch hergestellten Proben mittels eines Skalpells die Kennziffern eins bis acht eingraviert. Somit waren die Oberseite und die Zuordnung des Körpers gesichert. Danach wurden die Überschüsse bzw. Pressfahnen mit einem Scalpel und Schleifpapier entfernt. Die jeweils acht identischen Proben wurden zunächst in einer lichtdicht verschlossenen, schwarzen Filmdose gesammelt, um sie nach dem ersten Messvorgang entsprechend der jeweiligen Messserie einzulagern.

Insgesamt wurden 32 Prüfkörper auf diese Weise angefertigt.

Die Abbildungen 4.13 und 4.14 zeigen den Aufbau der Probekörperform und die Bestrahlungsanordnung.

Anordnung der Probenform:

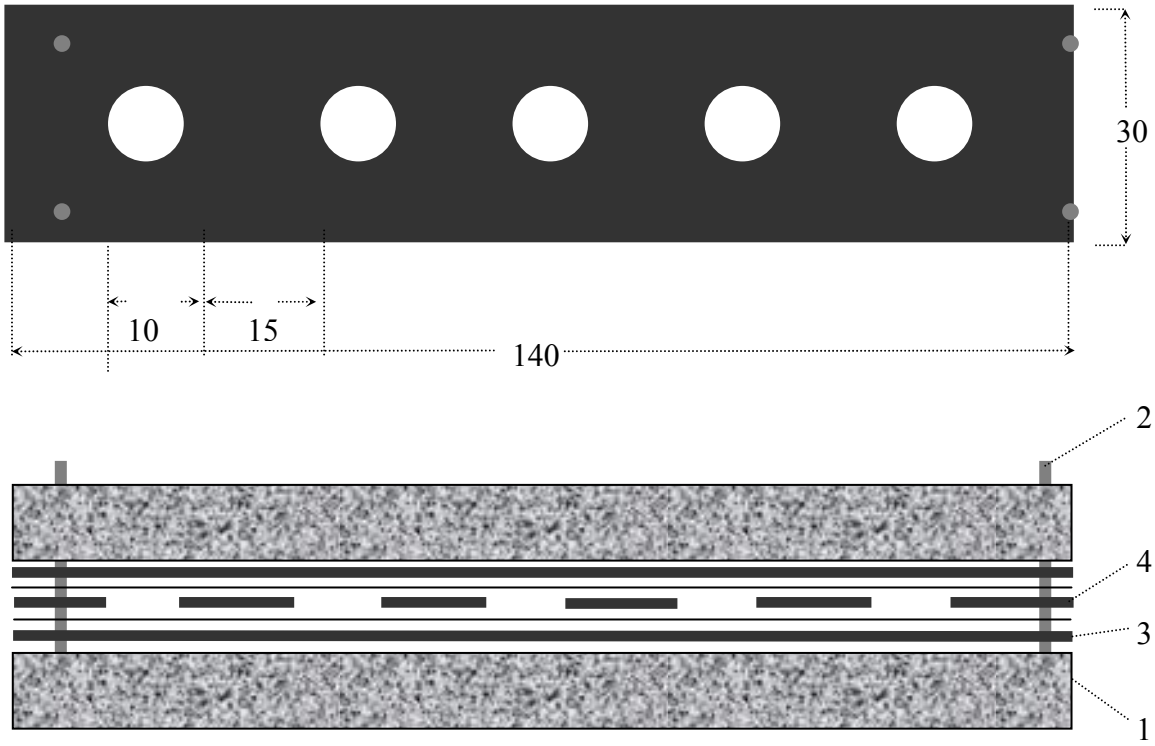


Abbildung 4.13: Prüfkörperform

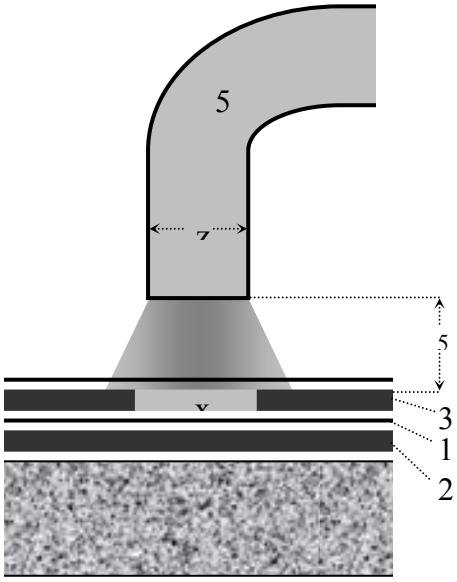


Abbildung 4.14: Bestrahlungsanordnung

Die Probekörper wurden in Behältnisse gebracht, die mit speziellen Codes beschriftet waren. Dazu wurden lichtdichte, schwarze Filmdosen verwendet. Um die Umgebungstemperatur physiologisch zu halten, wurden sämtliche gefüllte Behälter für die Dauer der Lagerung in einem Wärmeschrank bei 37 ± 1 °C untergebracht. Um eine Farbänderung beobachten zu können, wurde bei allen, entsprechend der Gravur geordneten, Proben eine Ausgangsmessung etwa 90 min nach deren Fertigstellung mit einem Spektralphotometer (X-Rite Kugelgerät SP60, Grandville, Michigan, U.S.A.) durchgeführt. Als Hintergrund diente eine ideal weiße Kachel, auf die der jeweilige Prüfkörper aufgelegt wurde.

Die Prüfkörper wurden im SUNTEST CPS+ Gerät (Atlas Material Testing Technology GmbH, Linsengericht, Deutschland) 24 Stunden lang der Strahlung einer Xenonbogenlampe ausgesetzt, die mit einer Leistung von 1,5 kW eine Beleuchtungsstärke von 150000 ± 10 % Lux aufwies. Nur an den Seitenflächen in eine Haltevorrichtung eingespannt, wurden die Proben in der Bestrahlungskammer so in zirkulierendes, desionisiertes, 37 ± 2 °C warmes Wasser gebracht, dass sie sich waagerecht etwa 10 ± 5 mm unter der Wasseroberfläche befanden. Thermostate hielten die Temperaturen konstant. Es war darauf zu achten, dass die mittels der Kennzeichnung definierte Oberseite zum Strahler zeigte. Nach 24-stündiger Bestrahlung wurden die Prüfkörper entnommen, innerhalb weniger Minuten getrocknet und ein zweites Mal im Spektralphotometer gemessen. Dann wurden sie trocken und dunkel für sieben Tage im Wärmeschrank bei 37 ± 1 °C aufbewahrt. Schließlich erfolgte die dritte Farbmessung.

5. Ergebnisse

Die Kodierung der Materialien in allen folgenden Graphiken und Tabellen wird wie folgt festgelegt:

Herculite XRV	= Kontrollkomposit
Herculite XRV TC	= Kontrollkomposit nach Temperaturlastwechsel
Standard	= Standard-Komposit
Standard TC	= Standard-Komposit nach Temperaturlastwechsel
Flu-0.5	= Standard-Komposit 0,5 % Leuchtpigment
Flu-0.5 TC	= Standard-Komposit 0,5 % Leuchtpigment nach Temperaturlastwechsel
Flu-1.0	= Standard-Komposit 1,0 % Leuchtpigment
Flu-1.0 TC	= Standard-Komposit 1,0 % Leuchtpigment nach Temperaturlastwechsel

5.1 Versuche mit Leuchtpigmenten

Füllungen mit Versuchskompositen

Die Versuchskomposite wurden in Form von okklusalen Füllungen in extrahierte Zähne eingebracht und mit einem Laser mit einer Wellenlänge von 980 nm bestrahlt. Während der Bestrahlung war eine deutliche Fluoreszenz bei den Kompositen zu erkennen, die mit dem Leuchtpigment Lumilux GRÜN Z-E5749® in den Konzentrationen von 0,5 % und 1,0 % versehen waren. Die Versuchsmaterialien mit Lumilux Rot-Pigment zeigten in den Konzentrationen von 0,5 % und 1,0 % keine Fluoreszenz.

Abbildung 5.1 zeigt die mit bloßem Auge sichtbare Fluoreszenz des Testkomposits Lumilux GRÜN Z-E5749® 0,5 %, bei Bestrahlung mit dem 980 nm Laser. Das Licht des Lasers ist für das menschliche Auge unsichtbar, da die Wellenlänge des emittierten Lichtes außerhalb des sichtbaren Bereiches liegt.

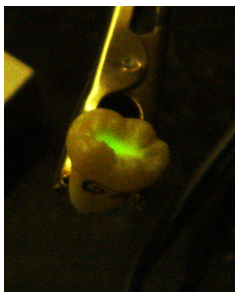


Abbildung 5.1: Foto eines mit Testkomposit gefüllten Zahnes bei Laserbestrahlung

Im folgenden Versuch wurde die Löslichkeit des Leuchtpigmentes (Lumilux Grün Z-E5749®) ermittelt. Als Vergleich diente die Löslichkeit des klinisch bewährten nicht silanisierten Dentalglases (Strontiumborosilikatglas-Glas G0 18-093®). Die ermittelten Löslichkeitsdaten (Tabelle 5.1) zeigen, dass es keine signifikanten Unterschiede in der Löslichkeit des bewährten Dentalglases und des reinen Leuchtpigmentes gibt. Die Messungen wurden bei 37 °C durchgeführt.

Tabelle 5.1: Löslichkeiten der experimentellen Komposite, mit und ohne Lumilux Grün Z-E5749®, im Vergleich zu Herculite XRV® (Kontrollkomposit).

Wässriges Medium	Dentalglas Löslichkeit Mittelwert in Masse-%	Leuchtpigment Löslichkeit Mittelwert in Masse-%
Zitronensäure 5 Gew. %	4,16 ± 2,00	3,46 ± 0,84
Essigsäure 5 Gew. %	6,34 ± 2,07	5,58 ± 0,62
dest. Wasser ohne Zusatz	6,14 ± 4,07	4,65 ± 0,29

5.2 Biegefestigkeit und Elastizitätsmodul

Die Biegefestigkeiten und die Elastizitätsmodule der untersuchten Materialien wurden nach ISO 4049 ermittelt. Die arithmetischen Mittelwerte und Standardabweichungen wurden aus jeweils 10 Einzeldaten errechnet und sind in den Abbildungen 5.2 und 5.3 dargestellt.

Biegefestigkeit:

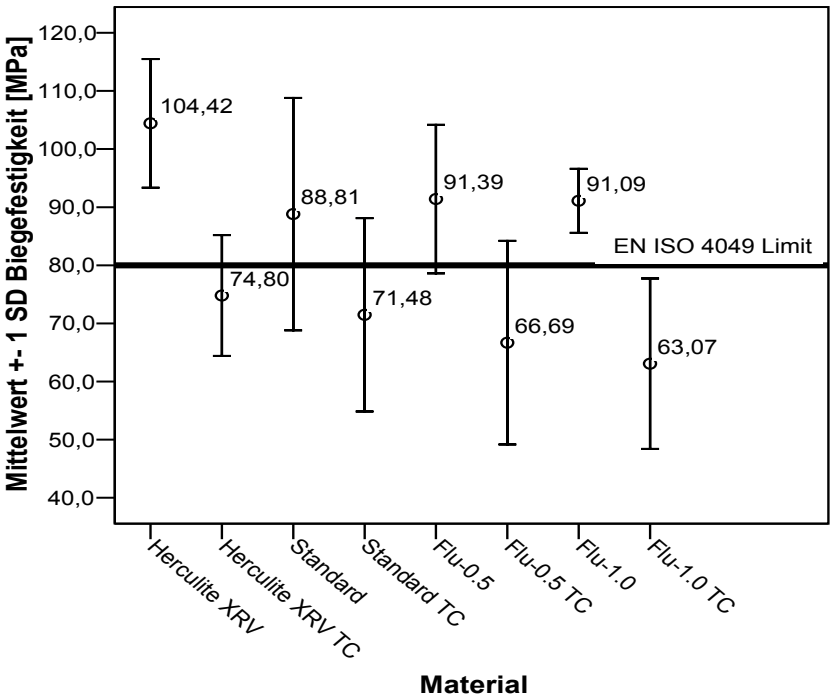


Abbildung 5.2: Mittelwerte der Biegefestigkeiten in MPa und Standardabweichungen

Elastizitätsmodul:

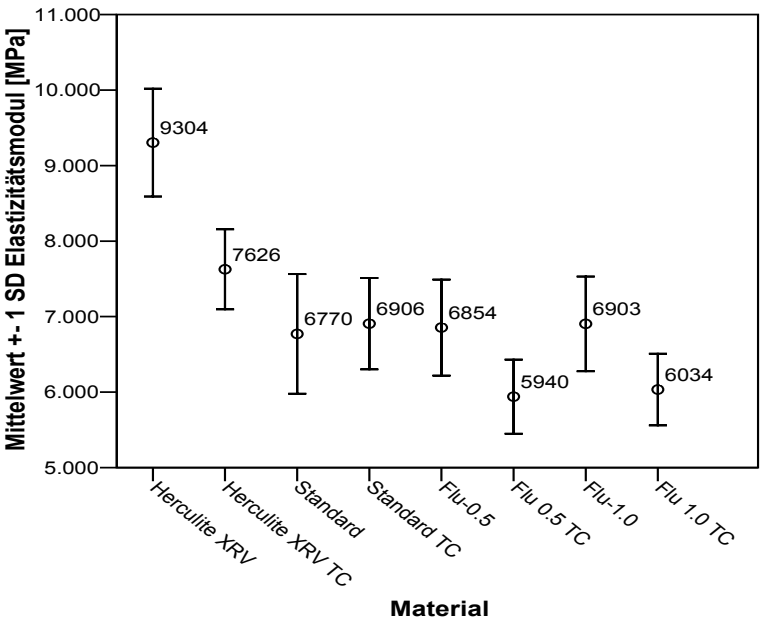


Abbildung 5.3: Mittelwerte der Elastizitätsmodule in MPa und Standardabweichungen

In den folgenden Tabellen werden die Unterschiede zwischen den Materialien vor dem Temperaturlastwechsel untereinander und nach dem Temperaturlastwechsel untereinander für die Messergebnisse der Biegefestigkeit und des Elastizitätsmoduls dargestellt.

Biegefestigkeit

Die Messergebnisse aller getesteten Kompositmaterialien (Herculite XRV®, Standard-Komposit, Lumilux GRÜN Z-E5749® 0,5 % und Lumilux GRÜN Z-E5749® 1,0 %) zeigen, dass die Werte der Biegefestigkeit vor und nach dem Temperaturlastwechsel untereinander nicht signifikant unterschiedlich sind.

Die Tabelle 5.2 zeigt den signifikanten Unterschied ($p < 0,05$) von Biegefestigkeit des entsprechenden Materials vor dem Temperaturlastwechsel im Vergleich zu nach Temperaturlastwechsel.

Tabelle 5.2: Signifikanzen der Biegefestigkeitswerte des entsprechenden Materials vor und nach Temperaturlastwechsel ($p < 0,05$)

Material	Vergleichsmaterial	Signifikanz
Flu 0,5 %	Flu 0,5 % TC	0,0061
Flu 1,0 %	Flu 1,0 % TC	0,0015
Herculite XRV	Herculite XRV TC	0,0004

Die Biegefestigkeit der Materialien Flu 0,5 %, Flu 1,0 % und des Vergleichsproduktes Herculite XRV nimmt nach dem Temperaturlastwechsel signifikant ab.

Elastizitätsmodul

In den folgenden Tabellen 5.3 und 5.4 werden die signifikanten Unterschiede des Elastizitätsmoduls der Materialien vor dem Temperaturlastwechsel und nach dem Temperaturlastwechsel im Vergleich untereinander dargestellt.

Tabelle 5.3: Signifikanzen des E-Moduls vor dem Temperaturlastwechsel ($p < 0,05$)

Material	Vergleichsmaterial	Signifikanz
Flu 0,5 %	Herculite XRV	0,0000
Flu 1,0 %	Herculite XRV	0,0000
Standard	Herculite XRV	0,0000

Die Tabelle 5.3 zeigt, dass sich der Elastizitätsmodul vor dem Temperaturlastwechsel der Versuchskomposite (Flu 0,5 %, Flu 1,0 % und das Standardkomposit) mit dem Vergleichskomposit signifikant unterscheidet. Herculite XRV® hat einen signifikant höheren Elastizitätsmodul.

Tabelle 5.4: Signifikanzen des E-Moduls nach dem Temperaturlastwechsel ($p < 0,05$)

Material	Vergleichsmaterial	Signifikanz
Flu 0,5 % TC	Herculite XRV TC	0,0000
Flu 0,5 % TC	Standard TC	0,0224
Flu 1,0 % TC	Herculite XRV TC	0,0000

Die Tabelle 5.4 zeigt, dass sich der Elastizitätsmodul nach dem Temperaturlastwechsel von Flu 0,5 % und Flu 1,0 % mit den Ergebnissen des Herculite XRV® signifikant unterscheidet und das Elastizitätsmodul der Testmaterialien signifikant geringer ist. Flu 0,5 % ist unterschiedlich zu dem Standardkomposit und signifikant kleiner.

Die Tabelle 5.5 zeigt den signifikanten Unterschied ($p < 0,05$) von Elastizitätsmodul des entsprechenden Materials vor dem Temperaturlastwechsel im Vergleich zu nach Temperaturlastwechsel.

Tabelle 5.5: Signifikanzen des E-Moduls vor und nach dem Temperaturlastwechsel ($p < 0,05$)

Material	Vergleichsmaterial	Signifikanz
Flu 0,5 %	Flu 0,5 % TC	0,0404
Herculite XRV	Herculite XRV TC	0,0000

Die Tabelle 5.5 zeigt, dass sich der Elastizitätsmodul von Flu 0,5 % vor dem Temperaturlastwechsel im Vergleich zu nach dem Temperaturlastwechsel signifikant verändert.

Ebenso verhält sich das Elastizitätsmodul von Herculite XRV. In beiden Fällen nimmt das Elastizitätsmodul nach dem Temperaturlastwechsel ab.

5.3 Wasseraufnahme und Löslichkeit

Die Wasseraufnahme (Abb. 5.4) und Löslichkeit (Abb. 5.5) der untersuchten Materialien lagen weit unter dem Grenzwert der EN ISO 4049. Lumilux Grün Z-E5749® 0,5 % und Lumilux Grün Z-E5749® 1,0 % zeigten eine signifikant geringere Wasseraufnahme als das Standard-Komposit (siehe Tabelle 5.6). Die Messwerte der Löslichkeit lagen weit unter dem Grenzwert der EN ISO 4049. Es traten keine signifikanten Unterschiede bei den Werten der Löslichkeit auf.

Wasseraufnahme:

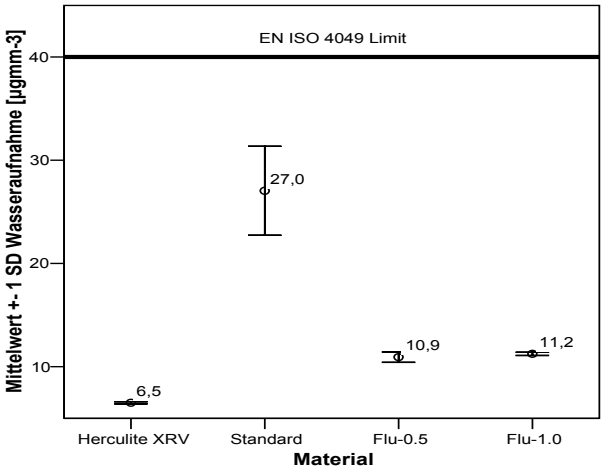


Abbildung 5.4: Mittelwerte der Wasseraufnahme in µgmm^{-3} und Standardabweichungen

Löslichkeit:

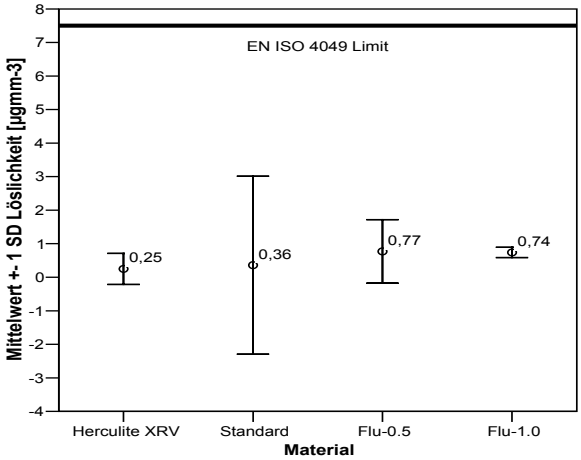


Abbildung 5.5: Mittelwerte der Löslichkeit in µgmm^{-3} und Standardabweichungen

Die Tabelle 5.6 zeigt den signifikanten Unterschied ($p < 0,05$) der Wasseraufnahme der untersuchten Komposite.

Tabelle 5.6: Signifikanzen der Wasseraufnahme (p < 0,05)

Material	Vergleichsmaterial	Signifikanz
Flu 0,5 %	Herculite XRV	0,0000
	Standard	0,0000
Flu 1,0 %	Herculite XRV	0,0000
	Standard	0,0000
Herculite XRV	Standard	0,0000

Signifikante Unterschiede der Messwerte der Wasseraufnahme bestehen zwischen Herculite und den Versuchskompositen. Zwischen dem Standardkomposit und dem Lumilux GRÜN Z-E5749® 0,5 % und Lumilux GRÜN Z-E5749® 1,0 % bestehen signifikante Unterschiede.

Die Löslichkeiten der untersuchten Materialien unterscheiden sich nicht signifikant.

5.4 Aushärtungstiefe

Die Abbildung 5.6 zeigt die Aushärtungstiefen mit Standardabweichung der untersuchten Materialien in mm.

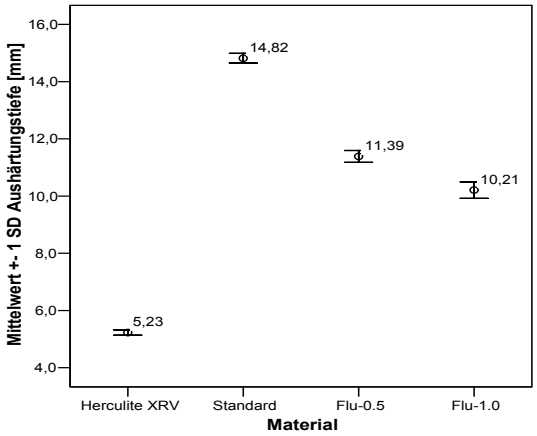


Abbildung 5.6: Mittelwerte der Aushärtungstiefen in mm und ihre Standardabweichungen

Die Tabelle 5.7 zeigt den signifikanten Unterschied ($p < 0,05$) der Aushärtungstiefe der Versuchskomposite und des Vergleichskomposits.

Tabelle 5.7: Signifikanzen der Aushärtungstiefe ($p < 0,05$)

Material	Vergleichsmaterial	Signifikanz
Flu 0,5 %	Flu 1,0 %	0,0000
	Herculite XRV	0,0000
	Standard	0,0000
Flu -1,0%	Herculite XRV	0,0000
	Standard	0,0000
Herculite XRV	Standard	0,0000

Die Aushärtungstiefen der untersuchten Materialien sind zwischen jedem Material signifikant unterschiedlich. Das Standardkomposit zeigt signifikant die höchste Aushärtungstiefe. Lumilux GRÜN Z-E5749® 0,5% liegt signifikant zwischen dem Standardkomposit und dem Lumilux GRÜN Z-E5749® 1,0%. Die signifikant geringste Aushärtungstiefe zeigt Herculite XRV®.

5.5 Farbvergleich

Ein Farbvergleich wurde zwischen den experimentellen Standardkomposit, Lumilux Grün Z-E5749® 0,5 % und Lumilux Grün Z-E5749® 1,0 % vorgenommen. Es wurde untersucht, ob das Leuchtpigment Lumilux GRÜN Z-E5749® Einfluss auf die Helligkeit (L*), den Rot-Grün-Ton (a*) und die Gelb-Blau-Werte (b*) hat.

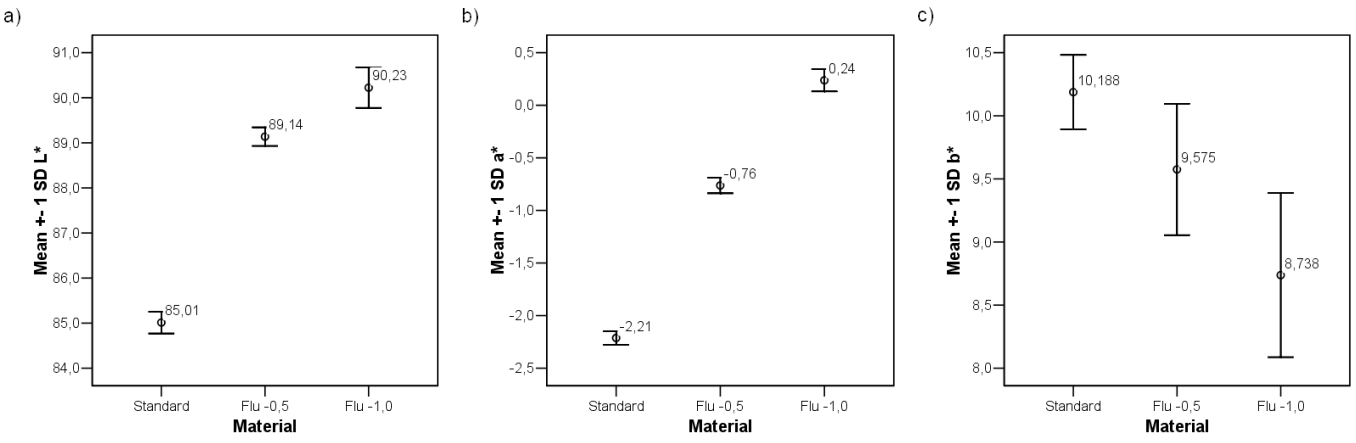


Abb. 5.7 (a): L*-Werte (Helligkeit)

Abb. 5.8 (b): a*-Werte (Rot-Grün)

Abb. 5.9 (c): b*-Werte (Gelb-Blau)

Die Tabellen 5.8, 5.9 und 5.10 zeigen die signifikanten Unterschiede ($p < 0,05$) der Helligkeit, der Rot-Blau-Werte und der Gelb-Grün-Werte auf.

Tabelle 5.8: Signifikante Unterschiede ($p < 0,05$) der Helligkeit der Materialien

Helligkeit	Material	Vergleichsmaterial	Signifikanz
L*	Flu 0,5 %	Flu 1,0 %	0,0000
		Standard	0,0000
	Flu 1,0 %	Standard	0,0000

Die Hell-Dunkel-Werte der Testmaterialien unterscheiden sich signifikant ($p < 0,05$) und nehmen mit zunehmender Konzentration des Leuchtpigmentes Lumilux GRÜN Z-E5749® zu.

Tabelle 5.9: Signifikanzen des a*-Wertes (rot-blau) der Materialien

Rot-Ton	Material	Vergleichsmaterial	Signifikanz
a*	Flu 0,5 %	Flu 1,0 %	0,0000
		Standard	0,0000
	Flu 1,0 %	Standard	0,0000

Der Rotwert der Testmaterialien unterscheidet sich signifikant ($p < 0,05$) und wird mit ansteigendem Gehalt des Leuchtpigmentes Lumilux GRÜN Z-E5749® intensiver, rötlicher.

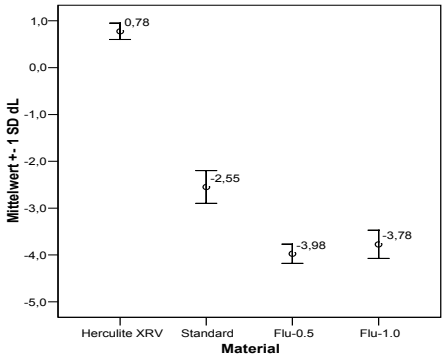
Tabelle 5.10: Signifikanzen des b*-Wertes (gelb-grün) der Materialien

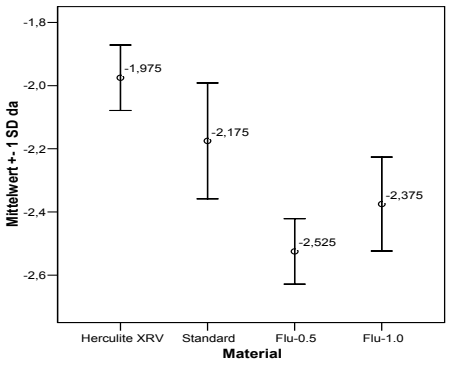
Gelbwert	Material	Vergleichsmaterial	Signifikanz
b*	Flu 0,5 %	Flu 1,0 %	0,0106
	Flu 1,0 %	Standard	0,0000

Der Gelbwert unterscheidet sich signifikant ($p < 0,05$) zwischen Lumilux GRÜN Z-E5749® 0,5 % und Lumilux GRÜN Z-E5749® 1,0 %, sowie Lumilux GRÜN Z-E5749® 1,0 % und dem Standardkomposit und nimmt mit steigender Menge an Lumilux GRÜN Z-E5749® ab, der Farbwert wird grüner.

5.6 Farbstabilität

Die Farbstabilität des experimentellen Komposits und des Standard-Komposits, sowie Flu 0,5 % und Flu 1,0 % wurden getestet. Es wurde untersucht, ob das Leuchtpigment Lumilux GRÜN Z-E5749® Einfluss auf die Änderung des L-Wertes, a-Wertes, b-Wertes, sowie auf den E-Wert hat.





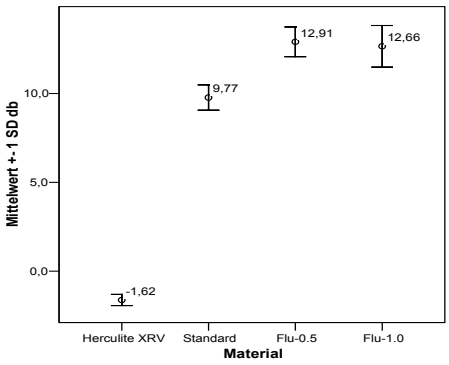


Abb. 5.10: Mittelwerte der Veränderung der Helligkeit (ΔL)

Abb. 5.11: Mittelwerte der Veränderung des Rot-Tons (Δa)

Abb. 5.12: Mittelwerte der Veränderung der Gelbwerte (Δb)

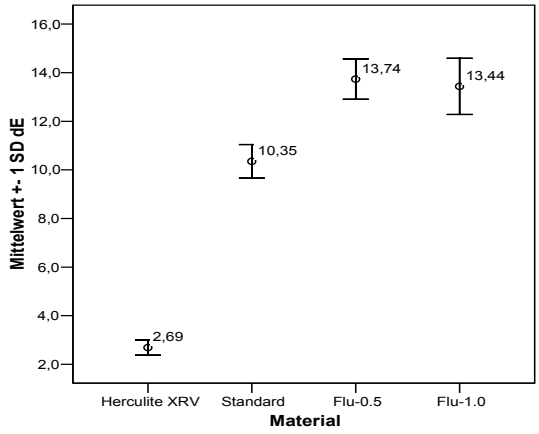


Abb. 5.13: Mittelwerte der Veränderung der gesamten Farbabweichung (ΔE)

Die Tabellen 5.11, 5.12 und 5.13 zeigen die signifikanten Unterschiede ($p < 0,05$) der Veränderung der Materialien nach dem Suntest bezüglich der Helligkeit, des Rot-Tons und der Gelbwerte auf. Die Tabelle 5.14 zeigt den signifikanten Unterschied ($p < 0,05$) der Materialien nach dem Suntest bezüglich der gesamten Farbabweichung.

Tabelle 5.11: Signifikanzen von ΔL der Materialien nach dem Suntest ($p < 0,05$)

Helligkeit	Material	Vergleichsmaterial	Signifikanz
ΔL	Flu 0,5 %	Herculite XRV	0,0000
		Standard	0,0000
	Flu 1,0 %	Herculite XRV	0,0000
		Standard	0,0000
	Herculite XRV	Standard	0,0000

Die Veränderung der Helligkeit der getesteten Komposite nach dem Suntest unterscheidet sich zwischen jedem Material signifikant, außer den beiden Kompositen, die mit dem Leuchtpigment versehen sind. Die Veränderung der Helligkeit nach dem Suntest ist am größten bei Herculite XRV, es wird dunkler. Flu 0,5 % und Flu 1,0 % hingegen werden heller und verhalten sich signifikant nicht unterschiedlich zueinander. Signifikant heller bezüglich der Werte von Herculite XRV, aber signifikant dunkler bezüglich der Werte der mit dem Leuchtpigment versehenen Materialien wird das Standardkomposit (Abb. 5.10, Tab.5.11).

Tabelle 5.12: Signifikanzen von Δa der Materialien nach dem Suntest ($p < 0,05$)

Rot-Ton	Material	Vergleichsmaterial	Signifikanz
Δa	Flu 0,5 %	Herculite XRV	0,0000
		Standard	0,0001
	Flu 1,0 %	Herculite XRV	0,0000
		Standard	0,0452
	Standard	Herculite XRV	0,0452

Die Veränderung der Rot-Töne der Materialien nach dem Suntest ist zwischen jedem Komposit signifikant unterschiedlich, außer zwischen den mit dem Leuchtpigment versehenen Materialien. Die negative Veränderung bedeutet, dass die gemessenen Rot-Töne nach dem Suntest intensiver sind. Herculite XRV® verändert sich signifikant unterschiedlich am wenigsten intensiv nach dem Suntest bezüglich der übrigen getesteten Materialien. Das Standardkomposit ebenfalls signifikant unterschiedlich zu allen Materialien wird nach dem Suntest intensiver als Herculite XRV®. Lumilux GRÜN Z-E5749® 0,5 % verändert sich am stärksten, jedoch ohne signifikanten Unterschied zu Lumilux GRÜN Z-E5749® 1,0 %.

Tabelle 5.13: Signifikanzen von Δb der Materialien nach dem Suntest ($p < 0,05$)

Gelbwert	Material	Vergleichsmaterial	Signifikanz
Δb	Flu 0,5 %	Herculite XRV	0,0000
		Standard	0,0000
	Flu 1,0 %	Herculite XRV	0,0000
		Standard	0,0000
	Standard	Herculite XRV	0,0000

Die Veränderung der Gelbwerte nach dem Suntest ist zwischen jedem Komposit signifikant unterschiedlich, außer zwischen Lumilux GRÜN Z-E5749® 0,5 % und Lumilux GRÜN Z-E5749® 1,0 %. Herculite XRV® zeigt die geringste Veränderung nach dem Suntest und die Gelbwerte nehmen nachher leicht zu (Abb. 5.12). Dagegen werden die Gelbwerte der experimentellen Komposite nach dem Suntest höher. Das Standardkomposit liegt dabei mit seiner Veränderung der Gelbwerte zwischen den mit dem Leuchtpigment versehenen Materialien, die sich nicht signifikant voneinander unterscheiden, und von Herculite XRV®.

Tabelle 5.14: Signifkanzen von ΔE der Materialien nach dem Suntest ($p < 0,05$)

Farbabweichung (gesamt)	Material	Vergleichsmaterial	Signifikanz
ΔE	Flu 0,5 %	Herculite XRV	0,0000
		Standard	0,0000
	Flu 1,0 %	Herculite XRV	0,0000
		Standard	0,0000
	Herculite XRV	Standard	0,0000

Die Farbabweichung nach dem Suntest ist zwischen jedem Komposit signifikant unterschiedlich, außer zwischen Lumilux GRÜN Z-E5749® 0,5 % und Lumilux GRÜN Z-E5749® 1,0 %. Herculite XRV® zeigt die geringste Farbabweichung nach dem Suntest (Abb. 5.13). Die Farbabweichung der experimentellen Materialien werden mit zunehmender Konzentration des Leuchtpigmentes Lumilux GRÜN Z-E5749® nach dem Suntest größer. Das Standardkomposit liegt dabei mit der gesamten Farbabweichung zwischen den mit dem Leuchtpigment versehenen Materialien, die sich nicht signifikant voneinander unterscheiden, und von Herculite XRV®.

6. Diskussion

Das Ziel der vorliegenden Arbeit bestand darin, die Werkstoffeigenschaften von experimentellen Zahnfüllungskunststoffen, die einen Zusatz von speziellen experimentellen Leuchtpigmenten enthielten, zu untersuchen und mit einem handelsüblichen Produkt (Herculite XRV) zu vergleichen. Der Vergleich mit dem Handelsprodukt diente in erster Linie dazu, sicherzustellen, dass zum einen die angewandten Testmethoden geeignet waren und in richtiger Weise angewandt wurden. Die im Rahmen dieser Arbeit ermittelten Daten konnten dann mit der Literatur in Übereinstimmung gebracht werden. Zum anderen konnte anhand der für die experimentellen Kompositmaterialien ermittelten Daten auch überprüft werden, ob deren Eigenschaften möglichst nahe an denen klinisch bewährter Materialien lagen. Die werkstoffkundlichen Eigenschaften wurden mithilfe standardisierter Testverfahren gemäß ISO 4049 ermittelt. Die Idee, Kompositmaterialien mit Leuchtpigmenten zu versehen, beruhte auf verschiedenen Überlegungen.
Dem Zahnarzt ist es mit dem bloßen Auge fast unmöglich das Füllungsmaterial von der Zahnhartsubstanz zu unterscheiden. Durch die Zugabe von Leuchtpigmenten in den Komposit, die durch einen nicht sichtbaren Laser mit einer Wellenlänge von 980 nm zum Leuchten angeregt werden, beginnt das Komposit grün zu fluoreszieren. Durch diesen Leuchteffekt bieten sich dem Zahnarzt neue Möglichkeiten:

- Identifizierung einer ästhetischen Füllung
- Identifizierung von überschüssigem Material nach dem Legen einer Füllung
- Identifizierung von Kleberresten nach Entfernung von Brackets
- Kontrolle der Klebestelle zwischen Zahn und einer adhäsiv befestigten Keramikrestauration
- Genaue Darstellung des Füllungsrandes beim Finieren oder Polieren einer Füllung
- Genaue Darstellung der Lage der Präparationsgrenze, nachdem eine Aufbaufüllung gemacht wurde
- Genaue Darstellung von Füllungen, die nicht durch den behandelnden Zahnarzt vorgenommen wurden
- Leichen-Identifizierung mithilfe des Zahnbefundes und damit der Darstellung der Füllungen

Dieser Effekt ist in vielen Gebieten der Zahnmedizin nützlich bzw. brauchbar. Dazu wurden geeignete Leuchtpigmente auf Basis der Oxide von Yttrium, Ytterbium und Erbium in

unterschiedlichen Konzentrationen in experimentelle Kompositmaterialien eingemischt. Um die grundlegende Fragestellung zu beantworten, ob die Materialien Leuchteffekte aufweisen, wurden vier Proben mit zwei unterschiedlichen Leuchtpigmenten in jeweils zwei verschiedenen Konzentrationen in die Kavitäten extrahierter Zähne eingebracht und ausgehärtet. Überraschenderweise wurde gefunden, dass nur die experimentellen Kompositmaterialien, die das Leuchtpigment Lumilux Grün Z-E5749® enthielten, die gewünschte Leuchtwirkung bei der Laserbestrahlung zeigten. Offensichtlich war das rote Leuchtpigment in der vorhandenen Konzentration zu schwach, um Fluoreszenz aufzuweisen. Versuche mit höheren Konzentrationen wurden nicht durchgeführt, da es leider den Rahmen meiner Doktorarbeit überschreiten würde. Weitere Versuche erfolgten daher ausschließlich mit dem Leuchtpigment Lumilux Grün Z-E5749®. Für die klinische Anwendung der fluoreszierenden Dentalmaterialien ist es wichtig zu wissen, wie sich die Leuchtpigmente in der Mundhöhle verhalten. Hierzu wurden Probekörper mit dem Leuchtpigment Lumilux Grün Z-E5749® in unterschiedlicher Konzentration erstellt und dem Sonnenlicht, Solariumlampen und Discolicht ausgesetzt. Nachdem das Testmaterial den verschiedenen Lichtarten unterzogen wurde und keinerlei Leuchtwirkung sichtbar wurde, wurde das Komposit auf seine Materialeigenschaften im Vergleich zu einem handelsüblichen Komposit (Herculite XRV®) getestet.

Die physikalisch-mechanischen Eigenschaften sind ein wichtiger Teil bei der Bewertung von Füllungsmaterialien. Die vorliegende Arbeit charakterisiert ein Standard-Komposit ohne Zugabe von Leuchtpigmenten und das Standardkomposit mit einer Zugabe der Leuchtpigmente in den Konzentrationen 0,5 % und 1,0 % im Vergleich zu dem klinisch bewährten Hybridkomposit Herculite XRV® anhand werkstoffkundlicher Kenndaten, wie Biegefestigkeit und E-Modul, Wasseraufnahme und Löslichkeit, Aushärtungstiefe, Farbvergleich und Farbstabilität. Erst durch die Einhaltung festgelegter standardisierter Normen, wie sie in der EN ISO 4049 für zahnärztliche Füllungskunststoffe beschrieben sind, ist eine einfache Reproduzierbarkeit der Untersuchungen und eine Vergleichsmöglichkeit mit anderen Autoren gegeben. Wichtig ist noch zu erwähnen, dass in-vitro-Daten keine klinischen Studien ersetzen. Klinische Studien sind zur endgültigen Absicherung neuer Materialien unabdingbar, zeigen diese doch erst Belastungen, die unter Laborbedingungen schwer zu simulieren sind. Jedoch überfordert die große Anzahl von neuartigen Kompositen die Möglichkeiten einer direkten Testreihe in klinischen Studien. Daher muss vor der klinischen Anwendung neuer Materialien anhand von In-vitro-Daten beurteilt werden, ob es sinnvoll ist, klinische Studien durchzuführen.

Herstellung der Proben

Bereits das Füllen der Formen zeigte erste Unterschiede zwischen den Materialien auf. Die materielle Beschaffenheit der Testkompositmaterialien wiesen deutliche Unterschiede untereinander und im Vergleich zu Herculite XRV® auf. So stellte sich das Testkomposit ohne Leuchtpigment als sehr klebrig und mit leichten Luftblasen versehen dar, welches auf ein zu geringes Vakuum beim Anmischen des Materials zurückzuführen ist. Wurden nach der Herstellung Blasen in den Kunststoffen erkannt, so wurden diese Proben verworfen und neue hergestellt. Bei der Herstellung der Proben wurde immer gleich vorgegangen und versucht, so weit wie möglich zu standardisieren. Trotzdem könnten folgende Faktoren bei der Herstellung dazu geführt haben, die Ergebnisse zu verfälschen:

1. Blasen, die eventuell in der Mitte der Probe eingeschlossen waren, konnten nicht erkannt werden. Mikroporositäten konnten sowohl beim industriellen Füllen der Kartusche (Herculite XRV®), als auch bei der Herstellung der Testkomposite (s.o.) und beim Einfüllen der Testmaterialien in die Form entstehen.

2. Da mittels der Form mehrere Proben nacheinander hergestellt wurden, war der zuerst in die Form eingebrachte Kunststoff dem Licht am längsten ausgesetzt. Bei der anschließenden Aushärtung wurden die Proben von beiden Seiten polymerisiert, um eine vollständige Aushärtung zu erzielen. Somit scheint es von untergeordneter Rolle zu sein, dass einige Proben dem Tageslicht etwas länger ausgesetzt waren als andere (*Kollmannsperger P. (1977)*).

3. Das Entfernen aus der Form führte in einigen Fällen dazu, dass es zu Abplatzungen am Probenrand kam. Bei sichtbarem Probensubstanzverlust wurden diese neu angefertigt. Minimale Abplatzungen konnten aber nicht verhindert werden. Durch das manuelle Entfernen der Pressfahne mit dem Skalpell kam es auch hier zu geringen Abweichungen der Außenkante.

4. Die Prüfkörper ließen sich trotz der Verwendung von verschiedenen Trennmitteln schwer aus der Form entfernen. Daher war es leider nicht auszuschließen, dass Mikrorisse während der Entfernung der Probekörper entstanden, welche natürlich einen starken Einfluss auf die mechanischen Eigenschaften haben.

6.1 Diskussion der Biegefestigkeit und des Elastizitätsmoduls

Zahnfüllungen sind selbst bei normalem Gebrauch erheblichen mechanischen Kräften ausgesetzt. Insbesondere beim Kauen entstehen Druckbelastungen im Seitenzahnbereich die Werte von bis zu 800 N aufweisen können (*Hellwig, Lehmann (1993)*). An das Zahnfüllmaterial wird der Anspruch gestellt, sich wie das Zahnhartmaterial zu verhalten. Daher ist es erforderlich, ausgehärtete Zahnfüllmaterialien auf ihre mechanischen Eigenschaften zu überprüfen.

Biegefestigkeit und Elastizitätsmodul der Testkompositmaterialien mit und ohne Leuchtpigmente wurden im Vergleich zu einem erprobten Kompositmaterial Herculite XRV® ermittelt. Zur Bestimmung von Biegefestigkeit und E-Modul gab es zwei Messserien. Bei der ersten Messserie erfolgte die Untersuchung nach 24 h Wasserlagerung bei 37 °C. Diese Versuchsreihe entsprach damit der Norm für zahnärztliche Füllungskunststoffe EN ISO 4049. Um signifikante Unterschiede erfassen zu können, wurden 10 Prüfkörper pro Material getestet. Die Probekörper wurden in destilliertem Wasser aufbewahrt. Diese Art der Lagerung hat sich bewährt und ist in vielen in anderen Studien beschrieben worden (*Chung K. H., Greener E.H. (1990); Ilie N., Kunzelmann K.-H., Hickel R. (2003); Kim K.H., Park J.H., Kishi T.(1994); Kollmannsperger P.(1978); Viohl J., Gebhardt P.(1975); Weeber J (2004)*).Es wurde festgestellt, dass die wesentliche Wassermenge, meistens fast 75 % der Gesamtmenge, in den ersten 24 Stunden aufgenommen wird. Die Untersuchung wird durch die ISO-Norm 4049 bestätigt, in der die Biegefestigkeit ebenfalls nach 24 Stunden gemessen wird. Da Speichel zu 99 % aus Wasser besteht, kann Wasser mit einem pH-Wert von 7 als adäquater Speichelersatz eingesetzt werden.

Um einen näheren Praxisbezug zu erreichen wurden Alterungsvorgänge mit Hilfe des Temperaturlastwechselverfahrens simuliert, welche Gewohnheiten der Nahrungsaufnahme und Kauens nachahmen soll. Soltesz et al. (*Soltesz U., Kaiber B., Butz W. (1984)*) beschreiben eben diese beschleunigte Alterung von Kompositen durch das Temperaturlastwechselverfahren. In der Mundhöhle werden bei Nahrungsaufnahme Temperaturen von - 2 °C bis etwa 80 °C erreicht (P*feiffer P., Marx R (1989)*). Daraus folgen Wechselbelastungen wie Expansion und Kontraktion, die sich besonders auf Zahnfüllungs- bzw. Zahnersatzmaterialien auswirken. Aufgrund von resultierenden Spannungen können Risse und Spalte innerhalb der Füllung oder in Grenzschichten entstehen.

Um eben diese Alterungsprozesse darstellen zu können, wurde eine zweite Messserie

vorgenommen, bei der die Proben zunächst für 30 Tage bei 37 °C in destilliertem Wasser gelagert und anschließend einem Temperaturlastwechselverfahren von 5000 Zyklen zwischen + 5 °C und + 55 °C unterworfen. Die anschließende Untersuchung erfolgte gemäß EN ISO 4049, auch hier betrug die Anzahl der Prüfkörper zehn.

Jedoch ist zu bedenken, dass die Durchführung des Biegeversuches auch Nachteile mit sich bringt. So können Mikroporositäten, Luftblasen im Innern des Prüfkörpers und winzige Kantendefekte eine vorzeitige Fraktur auslösen. Nach Sichtprüfung wurden von vornherein zweifelhafte Prüfkörper aussortiert. Eine der Fehlerquellen stellt die manuelle Ausrichtung des Probekörpers in der Prüfeinrichtung dar. Wird der Probekörper schräg auf die Walzen gelegt, resultiert daraus eine größere Länge des Probekörpers, die in die Berechnung der Biegefestigkeit nicht eingeht. Es wurde jedoch versucht, eine korrekte Ausrichtung des Prüfkörpers visuell sicher zustellen.

Die Mittelwerte der Biegefestigkeit der vier untersuchten Kompositmaterialien lagen in der ersten Messserie zwischen 91 MPa und 104 MPa. Es gibt keinen signifikanten Unterschied zwischen den Biegefestigkeiten des bewährten Komposites Herculite XRV® und den drei Testkompositen.

Die EN ISO 4049 fordert eine Mindestbiegefestigkeit von 80 MPa für Komposite, die für die Restauration von Okklusalflächen vorgesehen sind. Nach HICKEL *(1996)* zeigen Materialien mit einer Biegefestigkeit von über 90 MPa bis 100 MPa in vivo keine nennenswerten Frakturen. Alle untersuchten Kompositmaterialien (Herculite XRV®: 104,4 ± 11,1 MPa, Standardkomposit: 88,8 ± 20 MPa, Flu 0,5 %: 91,4 ± 2,8 MPa und Flu 1,0 %: 91,1 ± 5,5 MPa) entsprechen ungefähr diesen Anforderungen und können daher für die Restauration von Kauflächen eingesetzt werden. Die deutliche Streuung der einzelnen Messwerte und deren relativ hohen Standardabweichung sind auf die unterschiedliche Qualität der Proben zurückzuführen. Bei der Herstellung der Prüfkörper ergab sich die Schwierigkeit der unterschiedlichen Verarbeitung der Materialien (siehe oben). Die Biegefestigkeiten der untersuchten Materialien unterschieden sich vor dem Temperaturlastwechselverfahren untereinander nicht signifikant.

Nach Wasserlagerung und Temperaturlastwechsel zeigten sich alle Werte für die Biegefestigkeit tendenziell verringert und unter dem Limit der ISO 4049 von 80 MPa. Herculite lag nach dem Temperaturlastwechselverfahren bei einer Biegefestigkeit von 74,8 ± 10,4 MPa, das Standardkomposit bei 71,5 ± 16,4 MPa, Flu 0,5 % bei 66,7 ± 17,5 MPa und Flu 1,0 % bei 63,1 ± 14,7 MPa. Damit waren Herculite XRV®, Flu 0,5 % und Flu 1,0 % signifikant unterschiedlich bezüglich ihrer Messwerte vor dem Temperaturlastwechsel. Es be-

stand aber kein statistisch signifikanter Unterschied zwischen den Werten der Biegefestigkeit nach dem Temperaturlastwechselverfahren des jeweiligen untersuchten Kompositmaterials. Es wurde demnach gezeigt, dass der Zusatz des Leuchtpigments keinen negativen Einfluss auf die Biegefestigkeit vor und nach dem Temperaturlastwechselverfahren hatte.

Der Elastizitätsmodul ist ein Maß für den Widerstand eines Materials gegenüber elastischer Verformung. Ein Material mit einem hohen Elastizitätsmodul nennt man ein steifes Material, wohingegen ein Material mit einem niedrigen E-Modul als elastisch bezeichnet wird und bei Belastungen stärker nachgibt (*Prof. Dr. W. Finger (1999)*).
Der Elastizitätsmodul der untersuchten Materialien vor dem künstlichen Alterungsprozess (Temperaturlastwechsel) betrug bei Herculite 9304 MPa und war signifikant höher und damit steifer als die Vergleichsmaterialien. Das Standardkomposit lag bei 6770 ± 792 MPa, Flu 0,5 % bei 6854 ± 636 MPa und Flu 1,0 % bei 6903 ± 627 und nicht signifikant unterschiedlich. Nach dem Temperaturlastwechselverfahren war der E-Modul von Herculite XRV® mit einem Wert von 7626 ± 530 MPa ebenfalls signifikant größer, als der E-Modul der Vergleichsmaterialien Flu 0,5 % und Flu 1,0 %. Der E-Modul von Flu 0,5 % lag bei 5940 ± 491 MPa und von Flu 1,0 % bei 6034 ± 475 MPa. Das Standardkomposit lag bei 6909 MPa und signifikant größer als Flu 0,5 %. Finger et al. untersuchten Kunststoffe nach 24 Stunden und nach einem Monat Wasserlagerung und stellte fest, dass die meisten einen leicht geringeren oder gleichen E-Modul hatten, da es während dieser Zeit noch zu keinen signifikanten Alterungsvorgängen gekommen war. Bei den Untersuchungen von Soltesz et al. zeigten sich nach vier Wochen Temperaturlastwechsel nur geringe Abnahmen oder keine Veränderungen von Biegefestigkeit und E-Modul. In der vorliegenden Arbeit zeigten sich die oben genannten Untersuchungen ungefähr bestätigt. Während sich das Elastizitätsmodul des Standardkomposits und Flu 1,0 % nicht signifikant ($p < 0,05$) verringert, bestanden zwischen den Werten von Herculite XRV® vor und nach dem künstlichen Alterungsprozess, sowie zwischen Flu 0,5 % vor und nach dem Temperaturlastwechsel eine signifikante Verringerung. Wie oben bereits beschrieben können die unterschiedlichen Ergebnisse unter anderem auf die Prüfkörper zurückzuführen sein.
Zu untersuchen war, ob das Leuchtpigment einen Einfluss auf die werkstoffkundlichen Eigenschaften besaß. Auch in diesem Fall zeigte sich, dass die Zugabe des Leuchtpigmentes keinen Einfluss auf Materialeigenschaften bezüglich des Elastizitätsmoduls nahm.

6.2 Diskussion der Löslichkeit des Dentalglases im Vergleich zu der Löslichkeit der Leuchtpigmente

Die Mundhöhle ist aufgrund des stetigen Speichelflusses ständig befeuchtet. Der pH-Wert des teils serösen und teils mukösen Speichels liegt beim Ruhespeichel bei 6,5 - 6,9 und bei stimuliertem Speichel bei 7,0 - 7,5. Ebenso wie der pH-Wert verändert sich auch die Menge der Speichelsekretion von 0,25 - 0,35 $mlmin^{-1}$ beim Ruhespeichel auf 1 - 3 $mlmin^{-1}$ bei stimuliertem Speichel. Demnach verändern sich in der Mundhöhle stetig die Speichelmenge und der pH-Wert. Durch die im Speichel vorhandenen Mineralien und Speiseresten entsteht schon nach einigen Stunden eine Plaqueschicht auf der Zahnoberfläche. Abhängig von der Art der gegessenen Speisen und Getränken kann der pH-Wert in der Plaque, und damit auf der Zahnoberfläche, bis unter den für den Zahnschmelz kritischen pH-Wert von 5,2 - 5,7 absinken (siehe Stephans-Kurve) (*Hellwig, Klimek, Attin*). Aufgrund dieser enormen Schwankungen zwischen saurem und basischem Milieu, ist es von großem Interesse zu überprüfen, wie sich die Leuchtpigmente, die entweder zu 0,5 % oder zu 1,0 % mit dem erprobten Dentalglas ausgetauscht werden, verhalten. Hierzu wurden von gleichen Mengen des bewährten Dentalglases (Strontiumborosilikatglas) und der Leuchtpigmente (Lumilux Grün Z-E5749®) in destilliertem Wasser, in 5 %-tiger Zitronensäure und 5 %-tiger Essigsäure in verschiedenen Versuchen die Löslichkeit bestimmt. Es gab keine signifikanten Unterschiede in der Löslichkeit der getesteten Materialien. Es zeigte sich sogar, dass die Löslichkeit des Leuchtpigmentes in Wasser, Zitronen- und Essigsäure jeweils nicht signifikant ($p < 0,05$) unter den Werten des Dentalglases lag. Damit kann das Dentalglas im Bezug auf die Löslichkeit ohne Bedenken durch die Leuchtpigmente ersetzt werden und ist damit für das teilweise saure Milieu in der Mundhöhle geeignet.

6.3 Diskussion der Wasseraufnahme und Löslichkeit

Die Wasseraufnahme und die Löslichkeit der Füllungsmaterialien sind weitere wichtige Aspekte, die vor einer klinischen Anwendung geprüft werden müssen. Die Messung der Löslichkeit wird als Nachweis der Materialqualität gesehen. Wasseraufnahme und Löslichkeit sind abhängig vom Verhältnis der Oberflächen zum Volumen. In dem vorliegenden Versuch waren sowohl Ober- als auch Unterseite des Prüfkörpers dem Wasser ausgesetzt, so dass die benetzte Fläche im Verhältnis zum Volumen groß war. In der Mundhöhle hingegen sind die dem Speichel ausgesetzten Kompositflächen im Verhältnis zum Volu-

men kleiner. Daher ist anzunehmen, dass die Löslichkeit in vivo kleiner ist, als im Rahmen der vorliegenden Untersuchung.

Die Wasseraufnahme ist grundsätzlich eine unerwünschte Eigenschaft und sollte daher möglichst gering sein (*Viohl J. (1974)*). Leider kann der durch die Wasseraufnahme verursachte Quelleffekt nicht exakt eingestellt werden und somit nicht der Polymerisationsschrumpfung entgegenwirken. Wenn demnach der Quelleffekt größer als die Polymerisationsschrumpfung ist, kann es zu Spannungen kommen, welches Hypersensibilitäten oder Frakturen der Zahnhartsubstanz verursachen. Daher ist es obligat, dass die Füllungskomposite volumenstabil sind. Der Polymerisationsschrumpfung kann durch Verbesserung der Adhäsivtechnik und Herstellen neuer, schrumpfungsärmerer Füllungskunststoffe entgegengewirkt werden.

Auch in diesem Fall wurden die Versuchskompositmaterialien mit und ohne Zugabe des Leuchtpigmentes, sowie Herculite XRV als Vergleichskomposit nach ISO 4049 untersucht. Die Herstellung der Probekörper mit dem Durchmesser von 15 $\pm$ 0,1 mm und der Höhe von 1 $\pm$ 0,1 mm wurde ebenfalls nach der Norm vorgenommen und stellte sich, wie oben beschrieben als schwierig dar. Die Problematik lag in diesem Fall bei der großen Oberfläche. Da sich die Materialien teilweise (Standard, Lumilux Grün Z-E5749® 0,5 %, Lumilux Grün Z-E5749® 1,0 %) als sehr klebrig darstellten und schon in der angerührten, gelieferten Verpackung leichte Luftblasen aufwiesen (Standardkomposit) konnten geringe Oberflächenunebenheiten trotz sorgfältiger Herstellung der Probekörper nicht ausgeschlossen werden. Gewisse Schwankungen in den Ergebnissen können darauf zurück zu führen sein. Eine weitere Veränderung der Messdaten kann durch eine unvollständige Polymerisation hervorgerufen werden, da es hierdurch zu einem Herauslösen von Restmonomeranteilen und damit zu einer Erhöhung der Löslichkeit (*Eickhoff A (1979); Pearson G.J., Braden M. (1977); Pearson G.J., Longman C.M. (1998)*) kommen kann. In der vorliegenden Arbeit ist jedoch von einer vollständigen Polymerisation auszugehen (siehe Polymerisationsmuster in Material und Methode). Trotz der oben genannten Schwierigkeiten lagen alle gemessenen Ergebnisse signifikant ($p < 0,05$) unter dem Limit der EN ISO 4049. Die Wasseraufnahme darf nach der Norm bei 40 $\mu g/mm^3$ und die Löslichkeit bei 7,5 $\mu g/mm^3$ sein.

Die Ergebnisse der Wasseraufnahme zeigten sich wie vorhersehbar. Das Standardkomposit, ohne Zusatz von Leuchtpigmenten, wies den Mittelwert von 27 $\mu g/mm^3$ auf und war damit signifikant höher als die Materialien mit Zusatz des Leuchtpigmentes Lumilux Grün Z-E5749® sowie Herculite XRV®. Die beiden Testkompositmaterialien mit 0,5 %-tigem

und 1,0 %-tigem Zusatz des Leuchtpigmentes Lumilux Grün Z-E5749® lagen bei Mittelwerten von 10,9 $\mu g/mm^3$ und 11,2 $\mu g/mm^3$ und nicht signifikant unterschiedlich zueinander, aber signifikant zwischen Herculite XRV® und dem Standardkomposit. Herculite XRV® besaß die signifikant geringste Wasseraufnahme mit einem Mittelwert von 6,5 $\mu g/mm^3$. Wie oben bereits erwähnt, kann man die erheblichen Unterschiede zwischen den getesteten Materialien durch die unterschiedlich gute Verarbeitbarkeit und Konsistenz der Materialien erklären und ist damit Grund für eine Veränderung der Voraussetzung.
Die Messergebnisse der Löslichkeit lagen ebenfalls signifikant unter dem Limit der EN ISO 4049, mit dem Grenzwert 7,5 $\mu g/mm^3$. Die getesteten Materialien unterschieden sich untereinander in keinem Fall signifikant ($p < 0,05$) zueinander und lagen in einem Bereich zwischen 0,25 $\mu g/mm^3$ und 0,74 $\mu g/mm^3$.
Wie schon oben durch die Löslichkeitsversuche mit dem Leuchtpigment gezeigt, hat das Leuchtpigment im Austausch mit dem bewährten Dentalglas keinen Einfluss auf die Löslichkeit. Auch ist die Zusammensetzung des Standardkomposits ohne Zugabe des Leuchtpigmentes Lumilux Grün Z-E5749® dem Handelsprodukt Herculite XRV® keinesfalls in der Löslichkeit unterlegen.

6.4 Diskussion der Aushärtungstiefe

Dem Zahnarzt ist es aufgrund der Anatomie der Kavität oftmals nicht möglich, das Material von verschiedenen Seiten für die Aushärtung zu bestrahlen. So ist es, trotz der angewandten Schichttechnik, von enormer Wichtigkeit, wie dick die Füllung pro Schicht sein darf, um diese vollständig aushärten zu können. Daher wurde die Aushärtungstiefe der Testmaterialien und des Vergleichmaterials bestimmt. Für die Praxis ist nicht so sehr die absolute Aushärtungstiefe relevant, als vielmehr eine Mindestaushärtungstiefe, die durch die EN ISO 4049 vorgegeben ist. Die Polymerisationstiefe ist ein Maß für die Reaktivität der Monomere und des Initiatorsystems. Es ist wichtig, dass in der vom Hersteller angegebenen Polymerisationszeit eine ausreichende Polymerisationstiefe erreicht wird. Ein Füllungskunststoff entspricht gemäß EN ISO 4049 dann den Anforderungen, wenn seine Polymerisationstiefe mehr als 1,5 mm ist. Dieser Wert ist ein theoretischer Wert, der sich aus der Hälfte der gemessenen, tatsächlichen Polymerisationstiefe errechnet.
Die Aushärtungstiefe ergibt sich durch das Vermessen der ausgehärteten Schicht. Mithilfe eines Kunststoffspatels wurde der nicht-polymerisierte Kunststoff durch den so genannten Kratztest (*Rzanny A., Göbel R., Welker D*. (1999)) entfernt. Es erwies sich jedoch als sehr

schwierig und äußerst subjektiv, zwischen dem vollständig und dem unvollständig polymerisiertem Kunststoff zu unterscheiden. Ebenfalls als nicht ganz eindeutig stellte sich die Vermessung des polymerisierten Anteils mithilfe einer Schiebmesslehre dar, da die Unterseite der Probekörper nicht plan war. Zur Verbesserung der Aussagekraft wurden 10 Probekörper hergestellt.

Der Ausgang der Messung führte zu einem vorhersehbaren Ergebnis. Denn schon die Pasten waren in ihrer äußeren Erscheinung sehr unterschiedlich. So stellte sich das Standardkomposit ohne Leuchtpigmente als sehr hell und klar dar. Dementsprechend betrug die Aushärtungstiefe 14,8 mm. Signifikant ($p < 0,05$) kleiner war die Aushärtungstiefe des mit 0,5 % Lumilux Grün Z-E5749® Leuchtpigment versehenen Materials und betrug nur noch 11,4 mm. Man erkannte, dass die Paste dunkler war im Vergleich zu dem Standardmaterial. Wieder signifikant kleiner war die Aushärtungstiefe mit 10,2 mm von dem Standardkomposit mit dem Leuchtpigment in 1 %-tiger Konzentration. Die geringste und ebenfalls signifikant kleinste Aushärtungstiefe besaß Herculite XRV® mit 5,2 mm.

Die hohen Werte der Aushärtungstiefe waren die Konsequenz daraus, dass die experimentellen Kunststoffe nicht durch die Zugabe von Farbpigmenten extra verdunkelt wurden. Es zeigte sich aber, dass die Leuchtpigmente einen Einfluss auf die Aushärtungstiefe hatten und sie mit steigender Konzentration verringerte.

6.5 Diskussion des Farbvergleiches

Für die klinische Anwendung ist es von großer Bedeutung, ob die Zugabe von Leuchtpigmenten die Farbe des Materials verändert. Daher wurden im Weiteren die L-, a- und b-Werte des Standardmaterials ohne Leuchtpigmente Lumilux Grün Z-E5749®, des Standardmaterials mit der Zugabe von 0,5 % und 1,0 % des Leuchtpigmentes gemessen. Der L-Wert der einzelnen Materialien unterschied sich in allen Werten signifikant voneinander. Der L-Wert des Standardmaterials betrug L = 85. Mit der Zugabe von 0,5 % des Leuchtpigmentes Lumilux Grün Z-E5749® stieg die Helligkeit auf L = 89,1 an. Im Vergleich dazu lag die Helligkeit des Materials mit 1,0 % des Leuchtpigmentes bei L = 90,2. Die Messung des Rot-Tons ergab ein ähnliches Ergebnis. Das Testmaterial mit 1,0 % Zusatz des Leuchtpigmentes Lumilux Grün Z-E5749® wies mit a = 0,24 den höchsten Rotwert auf. Im Vergleich dazu war das mit 0,5 % des Leuchtpigmentes Lumilux Grün Z-E5749® versetzte Material mit einem Wert von a = - 0,8 signifikant grüner. Mit dem Wert a = - 2,2 lag das Standardmaterial signifikant unter den Messwerten der zu vergleichenden Materialien.

Auch in diesem Fall zog die Zugabe von Leuchtpigmenten Lumilux Grün Z-E5749® eine Steigerung des Wertes mit sich, d. h. je mehr Leuchtpigmente dem Standardmaterial beigefügt wurden, desto heller bzw. desto röter wird es nach der Polymerisation. Nicht so waren die Ergebnisse der Messung der Gelbwerte. Das Standardmaterial mit einem Gelbwert von b = 10,2 unterschied sich nicht signifikant von dem Gelbwert des Materials mit 0,5 % Leuchtpigment Lumilux Grün Z-E5749®. Mit einem Gelbwert von b = 9,6 lag er jedoch signifikant höher als das vergleichbare Material mit dem Leuchtpigmentzusatz von 1,0 % mit einem Gelbwert von b = 8,7. Je höher die Leuchtpigmentkonzentration, desto niedriger war der Gelbwert.
Das Ansteigen der Helligkeit und die Abnahme der Gelbwerte mit zunehmender Konzentration des Leuchtpigmentes waren zurückzuführen auf die Beschaffenheit der Leuchtpigmente. Ihre Erscheinung war an sich sehr weiß und opak. Mit der Zunahme der Leuchtpigmente Lumilux Grün Z-E5749® stieg ebenfalls der Rot-Ton. Dieser Effekt beruhte auf die Absorption der grünen und blauen Wellenlänge des sichtbaren Lichtes.

6.6 Diskussion der Farbstabilität

Das Füllungsmaterial muss in der klinischen Anwendung nicht nur auf die Biegefestigkeit, Wasseraufnahme und Löslichkeit getestet werden, sondern auch auf die Farbstabilität. Dabei spielt die Alterung aufgrund von Sonnenlicht, der natürlichen Umgebung, eine ganz entscheidende Rolle. Ein Material ist im Frontzahngebiet nicht brauchbar, wenn sich die Farbe des Materials nach einer bestimmten Zeit verändert.

Daher wurden im Rahmen meiner Doktorarbeit die Farbveränderungen der einzelnen Materialien im Vergleich zu dem handelsüblichen Herculite XRV® bestimmt. Die Prüfkörper wurden einer künstlichen Bestrahlung, dem Suntest, ausgesetzt und die L-Werte (Helligkeit), a-Werte (Rot-Ton), b-Werte (Gelbwerte), sowie E-Werte (gesamte Farbabweichung) vor und nach dem Test gemessen und miteinander verglichen.

Bei der Herstellung der Prüfkörper wurden Probekörper mit einem Durchmesser von 12 ± 0,1 mm und einer Höhe von 1,0 ± 0,1 mm anstatt EN ISO 4049 geforderten Maße mit einem Innendurchmesser von 15 ± 1 mm und einer Höhe von 1,0 ± 0,1 mm hergestellt. Die Wahl des Durchmessers beruhte auf die unterschiedliche Polymerisation der Scheiben (siehe Material und Methode). Ähnliche Probengrößen wurden auch bei vorherigen Untersuchungen angewendet (*Abu-Bakr, N., Han, L., Okamoto, A. (2000); Iwaku, M.; Ngo, S., Fay, R.M.; Powers, J.M. (2000); Yap, A.U., Wee, K.E*. (2002)). Eine weitere in der Literatur

anzutreffende Probengröße ist der Probekörper mit 20 mm Durchmesser und einer Stärke von 1 mm, welche bei einigen Untersuchungen zur Anwendung kam (*Hager, T. (1990); Leibrock, A.; Behr, M.; Rosentritt, M.; Handel, G. (1996), Luckenbach, T. (1990); Pryor, H.G.; Laub, L.W.; Sandrik, J.L. (1989); St. Germain, H.; Swartz, M.L., Phillips, R.W., Moore, B.K., Roberts, T.A.(1985); Swartz, M.L., Moore, B.K., Phillips, R.W., Rhodes, B.F. (1982); Vaidyanathan, T.K., Vaidyanathan, J., Agnihotri, N., Prasad*, A*. (2000)*). Um höhere statistische Sicherheit zu erlangen, wurden pro Messserie acht anstatt der in der EN ISO 4049 geforderten fünf Probekörper der untersuchten Materialien hergestellt. Die Prüfkörper wurden wie in der Norm gefordert in einem lichtdicht verschlossenen Wärmeschrank aufbewahrt, dessen Temperatur durch ein integriertes Thermostat bei 37 ± 1 °C konstant gehalten wurde. Wie auch in anderen Studien (*Abu-Bakr, N.; Han, L.; Okamoto, A. (2000); Iwaku, M.; Babasono, K., Takahashi, H., NishimuraI, F. (2000); Hofmann, E., Rosentritt, M., Behr, M., Lang, R., Handel, G. (2000); Leibrock, A., Behr, M., Rosentritt, M., Handel, G. (1996); Uchida, H., Vaidyanathan, J., Viswanadhan, T., Vaidyanathan, T.K.(1998)*) kam als Lagermedium destilliertes Wasser zur Anwendung. Natürlich finden in Wasser nicht exakt die gleichen Wechselwirkungen der Materialien wie im menschlichen Speichel statt. Asmussen (1998) bezeichnete die Farbveränderungen, die durch Langzeitlagerung in Wasser bei 37 °C hervorgerufen werden, aber als zuverlässiges Maß für das Verfärbungsverhalten von Kompositen in der klinischen Situation. Söderholm weist zwar auch auf Unterschiede zwischen Speichel und Wasser als Testmedium hin, erwartet jedoch grundlegende Erkenntnisse durch die Lagerung in Wasser. Außerdem vereinfachen sich mit Wasser als Lagerungsmedium die Versuchsdurchführung und die Vergleichbarkeit mit vorherigen Untersuchungen. Maderer (*Maderer, P., Eifinger, F.F. (1983))* stellte beim Vergleich von Farbveränderungen in vivo und in vitro ebenfalls ein analoges Verhalten der Komposite fest, wobei die Veränderungen in vitro geringer ausfielen.

Die Bestrahlungskammer zur Realisierung des SUNTEST entsprach den Vorschriften der EN ISO 7491, Bestimmung der Farbbeständigkeit bei zahnärztlichen Kunststoffen. Die künstliche Alterung wurde im Rahmen der Untersuchung der Farbstabilität von Kompositen mit einer Xenonlichtquelle (*Cook, W.D., Chong, M.P.(1985); Leibrock, A., Behr, M., Rosentritt, M., Handel, G. (1996); Powers, J.M., Bakus, E.R., Goldberg, A.J. (1987) ; Powers, J.M., Fan, P.L., Raptis, C.N. (1980); Rosentritt, M., Lang, R., Behr, M., Handel, G. (1998)*) durchgeführt.

Am stabilsten und signifikant unterschiedlich zu allen anderen Materialen zeigte sich Herculite XRV® mit einer Veränderung der Helligkeit im Vergleich zu vor und nach dem Sun-

test von Δ L = 0,8, d. h das Material wurde dunkler. Der Rot-Ton von Herculite XRV® wurde nach dem Suntest schwächer. Der gemessene Wert lag bei Δ a = -2,0. Das negative Vorzeichen zeigt, dass der gemessene Wert nach dem Suntest geringer war als vorher. Ebenso zeigen die Gelbwerte von Herculite XRV® keine große Veränderung nach dem Suntest auf, Δ b = -1,7. Die Proben wurden somit gelblicher. Die Veränderung des Gelbwertes Δ b von Herculite XRV® im Vergleich zu jedem anderen getesteten Material, dem Standardkomposit, dem experimentellen Komposit mit der Zugabe des Leuchtpigmentes Lumilux Grün Z-E5749® 0,5% und Lumilux Grün Z-E5749® 1,0 %, sind signifikant unterschiedlich.

Das Standardmaterial lag mit seiner Veränderung der einzelnen Messwerte Δ L, Δ a und Δ b, im Vergleich zu vor und nach dem Suntest signifikant unterschiedlich zwischen den Messwerten Δ L, Δ a und Δ b von Herculite XRV® und der mit dem Leuchtpigment Lumilux Grün Z-E5749® versehenen Materialien, deren Werte sich untereinander in keinem Fall signifikant unterschieden. Das Standardkomposit wurde nach dem Suntest heller, Δ L = - 2,6. Der Messwert Δ L der mit den Leuchtpigmenten Lumilux Grün Z-E5749® versehenen Komposite wurde im Vergleich zu dem Standardmaterial signifikant kleiner, die Helligkeit geringer und Δ L von Herculite XRV® signifikant größer, heller. Auch bei der Messung von Δ a lag das Standardkomposit signifikant zwischen Herculite XRV® und den mit dem Leuchtpigment Lumilux Grün Z-E5749® versehenen Kompositen. Das Standardkomposit wurde nach dem Suntest röter. Hingegen verhielt sich Δ b = 9,8. Das Material wurde gelber und damit war Δ b signifikant unterschiedlich zu Δ b von Herculite XRV® höher und signifikant zu den mit dem Leuchtpigment Lumilux Grün Z-E5749® versehenen Kompositen niedriger. Die Veränderung der Helligkeit, des Rot-Tons oder der Gelbwerte von dem Komposit mit Zugabe des Leuchtpigmentes Lumilux Grün Z-E5749® 0,5 % und Lumilux Grün Z-E5749® 1,0 % waren in keinem Fall signifikant unterschiedlich zueinander. Die Helligkeit der Testkomposite mit einem Zusatz von 0,5 % Leuchtpigment Lumilux Grün Z-E5749® veränderte sich um Δ L = - 4,0 und nicht signifikant unterschiedlich dazu war die Veränderung des mit 1,0 % des Leuchtpigment Lumilux Grün Z-E5749® versehenen Komposit mit einem Wert von Δ L = 3,8. Die beiden Materialien wurden nach dem Suntest heller. Ebenso war die Veränderung des Rot-Tons nach dem Suntest. Der Komposit mit einer Zugabe des Leuchtpigmentes Lumilux Grün Z-E5749® 0,5 % veränderte sich um Δ a = - 2,5 und das Material mit der Zugabe des Leuchtpigmentes Lumilux Grün

Z-E5749® 1,0 % um Δ a = - 2,4. Das heißt, dass die Rotwerte intensiver wurden. Die Gelbwerte wurden nach dem Suntest gelber. Der Komposit mit einer Zugabe des Leuchtpigmentes Lumilux Grün Z-E5749® 0,5 % besaß ein Δ b = 12,9 und der Komposit mit einer Zugabe des Leuchtpigmentes Lumilux Grün Z-E5749® 1,0 % von Δ b = 12,7. Nach der künstlichen Alterung durch den Suntest hat sich die gesamte Farbabweichung, Δ E, der untersuchten Materialien wie folgt dargestellt. Δ E von Herculite XRV® betrug 3 und besaß damit signifikant den niedrigsten Wert. Mit Δ E = 10 lag das Standardmaterial signifikant zwischen Herculite XRV® und den mit den Leuchtpigmenten Lumilux Grün Z-E5749® 0,5 % und 1,0 % versehenen Kompositen, Δ E = 14 (0,5%) und Δ E = 13 (1,0%). Δ E der experimentellen Komposite liegt natürlich gegenüber Herculite XRV® deutlich höher, da die Versuchskomposite noch nicht optimiert wurden. Der Vergleich ist für diese Arbeit nicht relevant. Jedoch wichtig zu erklären ist die Differenz von Δ E des Standardmaterials und des mit den Leuchtpigmenten Lumilux Grün Z-E5749® 0,5 % und 1,0 % versehenen Kompositen. Dieser signifikante Unterschied ist zurückzuführen auf die signifikante Abweichung von Δ L und Δ b der Materialien mit und ohne Leuchtpigmente und ist ursächlich in der oben bereits beschriebenen Beschaffenheit des Leuchtpigmentes Lumilux Grün Z-E5749®.

In der Literatur werden nach der künstlichen Alterung durch den SUNTEST ein Abfall von L- und b-Werten sowie ein Anstieg der a-Werte durch verschiedene Autoren beschrieben (*Hager, T. (1990); McGill, S., Wozniak, W.T., Fan, P.L., Stanford, J.W. (1986); Seher, J, Viohl,J. (1992)*). Sie sind das Ergebnis der auf das Material einwirkenden Faktoren: hochenergetische Bestrahlung, Wasser als Umgebungsmedium und Wärmebehandlung (37 °C). Begründung dafür ist die viel größere beim SUNTEST zugeführte Energiemenge, welche im Komposit Reaktionen auslöst, die im Wasser bei 37 °C aus energetischen Gründen nicht stattfinden. Der SUNTEST hat u. a. den Effekt einer starken Nachpolymerisation. Neben der Entstehung gefärbter Abbauprodukte durch UV-Strahlung ist die Änderung der Oberflächenmorphologie durch Erosion der organischen Matrix mit anschließender Exposition von Füllstoffen ein Grund für die Farbveränderungen beim SUNTEST (*Craig, R.C(1989); Powers, J.M., Fan, P.L., Raptis, C.N (1990); Seher, J., Viohl, J.(1992)*). Es kann sogar zum Aufbrechen von C-C Bindungen kommen (*Ferracane, J.L., Moser, J.B., Greener, E.H (1985)*). Reitmeier (1994) benennt als Ursachen für die Farbänderung nach Bestrahlung mit einer Xenonbogenlampe die Alterung bzw. die Inaktivierung von UV-Stabilisatoren und eine eventuell nicht abgeschlossene Polymerisation. In der vorliegen-

den Arbeit konnten die der Literatur entnommenen Beobachtungen teilweise bestätigt werden. Die L-Werte sanken nach dem Suntest, außer der Helligkeit von Herculite XRV®. Die b-Werte wiederum sanken nur bei Herculite XRV® und die a-Werte sanken insgesamt. Bei den experimentellen Kompositen handelte es sich um nicht optimierte Komposite, die keinerlei Zusätze von Farbpigmenten erhielten. Wichtig für die vorliegende Arbeit war, wie sich das experimentelle Komposit ohne Leuchtpigmente im Bezug zu den experimentellen Kompositen mit der Zugabe der Leuchtpigmente verhielt. Es zeigt sich, dass das Leuchtpigment die Eigenschaften des Komposits bezüglich der Farbveränderung nur gering, aber dennoch signifikant beeinflusst. Jedoch handelt es sich um ein noch nicht optimiertes Material. Interessant war zu beobachten, dass die Konzentration der Leuchtpigmente keinen signifikanten Einfluss auf die Veränderung der Farbe hatte.

7. Schlussfolgerungen

Die Zugabe des Leuchtpigmentes hatte keinerlei Einfluss auf die Biegefestigkeit und das Elastizitätsmodul. Signifikante Unterschiede zwischen dem experimentellen Komposit und den mit dem Leuchtpigment versehenen Komposit bestanden in der Wasseraufnahme und Löslichkeit, jedoch lagen die Werte nicht außerhalb der Norm. Ebenfalls signifikant unterschiedlich waren die Aushärtungstiefe, die Farbstabilität und der Farbvergleich. Ursächlich dafür war, dass die Materialien keinerlei Zusätze von Farbpigmenten beinhalteten und nicht optimiert waren.

Insgesamt wurde festgestellt, dass das Leuchtpigment Lumilux Grün Z-E5749® keinen produktschädigenden Einfluss auf das Komposit hat. Es wäre folglich sinnvoll, einem handelsüblichen Komposit das Leuchtpigment zuzufügen und dieses zu optimieren, so dass sich die Werte der Aushärtungstiefe, Farbvergleich und Farbstabilität in der Norm bewegen.

Aufgrund der Ergebnisse der vorliegenden Arbeit kann gesagt werden, dass die Zugabe von dem Leuchtpigment Lumilux Grün Z-E5749® in einem handelsüblichen Komposit zu einem sehr viel versprechenden Produkt für die Zahnmedizin führen könnte.

8. Zusammenfassung

Das Ziel dieser Arbeit bestand darin, ein experimentelles Komposit zu entwickeln, das bei Bestrahlung mit einer intensiven, nicht im Alltag gebräuchlichen, Lichtquelle (Laser bei 980 nm) sichtbar wird und sich von der Zahnhartsubstanz optisch abhebt. Bei Wegnahme der selektiven Lichtquelle sollte das Kompositmaterial wieder seine normale Farbe annehmen. Ein weiteres Ziel dieser Arbeit war es zu untersuchen, ob das modifizierte Material so gestaltet wurde, dass die geforderten Werkstoffeigenschaften nicht beeinträchtigt werden. Hierzu wurden experimentelle Kompositmaterialien sowohl mit 0,5 % des Leuchtpigmentes auch mit 1,0 % des hergestellt. Die mit den Leuchtpigmenten Lumilux Grün Z-E5749® versehenen Kompositmaterialien wurden auf ihre Biegefestigkeit, Elastizitätsmodul, vor und nach dem Temperaturlastwechselverfahren sowie ihre Wasseraufnahme und Löslichkeit, Aushärtungstiefe, Farbstabilität und Farbveränderung hin untersucht. Um die Ergebnisse bewerten zu können, wurden dieselben Versuche mit dem experimentellen Komposit ohne Zusatz der Leuchtpigmente, sowie mit dem Vergleichskomposit Herculite XRV® durchgeführt.

Das untersuchte experimentelle Leuchtpigment Lumilux Grün Z-E5749® wird bei einer Laserbestrahlung von 980 nm zu einem starken grünen Leuchten angeregt. Sobald der Laser entfernt wird, hört auch das Material auf, zu fluoreszieren. Es zeigte sich in den Versuchen, dass das Leuchtpigment keinen negativen Einfluss auf die Materialeigenschaften hatte. Die Ergebnisse von Biegefestigkeit und Elastizitätsmodul der experimentellen Materialien ohne und mit Leuchtpigmentzusatz in verschiedenen Konzentrationen waren nicht signifikant unterschiedlich. Die signifikanten Unterschiede der Messergebnisse von Wasseraufnahme und Löslichkeit zwischen dem Standardmaterial und dem experimentellen Komposit mit Leuchtpigment Lumilux Grün Z-E5749® sind aufgrund der schwierigen Verarbeitung und unterschiedlicher Konsistenz der Materialien zu relativieren.

Die experimentellen Materialien sind noch nicht in ihrer Zusammensetzung optimiert und ohne Zusatz von Farbpigmenten. Da die Leuchtpigmente farblos und opak waren, stieg die Helligkeit signifikant an, und die Gelbwerte wurden mit zunehmender Konzentration des Leuchtpigmentes signifikant reduziert. Mit der Zunahme der Leuchtpigmente stieg ebenfalls der Rot-ton signifikant an. Dieser Effekt beruhte auf der Absorption der grünen und blauen Wellenlänge des sichtbaren Lichtes.

9. Ausblick

Durch eine Optimierung der experimentellen Komposite könnten die Defizite der Farbe und Farbstabilität sehr wahrscheinlich ausgeglichen werden. Außerdem wird durch die Zugabe der Farbpigmente die Aushärtungstiefe bestimmt. Diese Werte waren ebenfalls signifikant unterschiedlich und wurden mit zunehmender Konzentration geringer. Jedoch lagen die Werte immer noch weit über den Werten des handelsüblichen Herculite XRV®.
Aufgrund der Ergebnisse der vorliegenden Arbeit kann gesagt werden, dass die Zugabe von Leuchtpigment Lumilux Grün Z-E5749® in einen handelsüblichen Komposit zu einem sehr viel versprechenden Produkt für die Zahnmedizin führen könnte. Auf eine einfache Weise kann die Zahnhartsubstanz von dem Komposit unterschieden werden.

10. Literaturverzeichnis

1. ABU-BAKR, N.; HAN, L.; OKAMOTO, A.; IWAKU, M.:
Color stability of compomer after immersion in various dietary components.
J Dent Res 79, Abstr. 398 (2000)

2. AHLERS,O.M.:
Intraorale Reparatur zahnfarbener Restaurationen aus Komposit Füllungswerkstoffen (2000)

3. ASMUSSEN, E.:
Clinical relevance of physical, chemical and bonding properties of composite resins.
Operat Dent 10, 61-73 (1985)

4. ASMUSSEN, E.:
An accelerated test for color stability of restorative resins.
Acta Odontol Scand 39, 329-332 (1981)

5. ASMUSSEN, E.:
Optische Eigenschaften von Kunststoff-Füllungsmaterialien.
In: MÜLLER-KALBEN, M.F.: Füllungswerkstoffe auf Kunststoffbasis. S. 277-305;
Bayer Dental, Leverkusen (1982)

6. ASMUSSEN, E.:
Optische Eigenschaften von Kunststoff-Füllungsmaterialien.
In: MÜLLER-KALBEN, M.F.: Füllungswerkstoffe auf Kunststoffbasis. S. 277-305;
Bayer Dental, Leverkusen, (1982)

7. ASMUSSEN, E.; PEUTZFELD, A.:
Influence of UEDMA, BisGMA, and TEGDMA on selected mechanical properties of experimental resin composites.
Dent Mater 14, 51-56 (1998)

8. ATTIN, T.; BUCHALLA, W.:
Werkstoffkundliche und klinische Bewertung von Kompomeren.
Dtsch Zahnärztl Z 53, 766-773 (1998)

9. ATTIN, T.; KIELBASSA, A.M.; PLOGMANN, S.; HELLWIG, E.:
Fluoridfreisetzung aus Kompomeren im sauren und neutralen Milieu.
Dtsch Zahnärztl Z 51, 675-678 (1996)

10. ATTIN, T.; VATASCHKI, M.; HELLWIG, E.:
Properties of resin-modified glass ionomer restorative materials and two polyacid-modified resin composite materials.
Quintessence Int. 27, 203-209 (1996)

11. BABASONO, K.; TAKAHASHI, H.; NISHIMURA, F.:
Curing efficiency of xenon light on composite resins.
J Dent Res 79, Abstr. 1797 (2000)

12. BAHARAV, H.; ABRAHAM, D.; CARDASH, H.S.; HELFT, M.:
Effect of exposure time on the depth of polymerization of a visible light-cured composite resin.
J Oral Rehabil 15, 167-171 (1988)

13. BARATIERI, L. N.
Kompositrestaurationen
Quintessenz Verlag Berlin (2006)

14. BAUER, C.M.; KUNZELMANN, K.-H.; HICKEL, R.:
Simulierter Nahrungsabrieb von Kompositen und Ormoceren.
Dtsch Zahnärztl Z 50, 635-638 (1995)

15. BAUMANN,M.:
Grundlagen der Zahnerhaltungskunde (1996)

16. BLANKENAU, R.J.; KELSEY, W.P.; CAVEL, W.T.; BLANKENAU, P.:
Wavelength and intensity of seven systems for visible light-curing composite resins: a comparison study.
J Am Dent Assoc 106, 471-474 (1983)

17. BOWEN, R.L.; BARTON, J.A.; MULLINEUX, A.L.:
Composite restorative materials.
In: Dental Materials Research;
Nat Bur Stand Spec Publ 354, 93-100 (1972)

18. BRADEN, M.:
The absorption of water by acrylic resins and other materials.
J Prosth Dent 14, 307-316 (1964)

19. BRAEM, M.J.; LAMBRECHTS, P.; GLADYS, S.; VANHERLE, G.:
In vitro fatigue behaviour of restorative composites and glass ionomers.
Dent Mater 11, 137-141 (1995)

20. BRAUN, I.:
Admira – ein Füllungssystem stellt sich vor.
Dental Magazin 1, 64-67 (2000)

21. BUNDESINSTITUT FÜR ARZNEIMITTEL UND MEDIZINPRODUKTE:
Restaurationsmaterialien in der Zahnheilkunde.
Konsenspapier in Zusammenarbeit mit BMG, BZÄK, KZBV, DGZMK und DGZ vom 1.07.1997

22. CHUNG, K. H.; GREENER, E.H.:
a. Correlation between degree of conversion, filler concentration and mechanical
b. properties of posterior composite resin,
J Oral Rehabil 17: 487-494 (1990)

23. COOK, W.D.; BEECH, D.R.; TYAS, M.J.:
Structure and properties of methacrylate based dental restorative materials.
Biomaterials 6, 362-368 (1985)

24. COOK, W.D.; CHONG, M.P.:
Color stability and visual perception of dimethacrylate based
dental composite resins.
Biomaterials 6, 257-264 (1985)

25. CRAIG, R.C.:
Optical, thermal and electrical properties.
In: Craig, R.C. (Hrsg.): Restorative dental materials. S. 39-63;
Mosby Company, (1989)

26. DIONYSOPOULOS, P.; KOTSANOS, N.; PAPADOGIANNIS, Y.; KONSTANTINIDIS, A.:
Artificial secondary caries around two new F^- containing restoratives.
Oper Dent 23, 81-86 (1998)

27. EIKHOFF, A.:
Wasseraufnahme und Löslichkeit von 16 zahnärztlichen Füllungskunststoffen bei unterschiedlichen Mischungsverhältnissen bzw. Bestrahlungszeiten.
Zahnmed Diss, FU Berlin (1979)

28. EICHNER, K.; KAPPERT, H.F.:
Zahnärztliche Werkstoffe und ihre Verarbeitung.
Hüthig Verlag (1996)

29. ENGEWALD, W.; EFER, J.:
Untersuchungen von Zahnfüllungsmaterialien auf Restmonomergehalt mittels FIA-API-MS.
Interner Forschungsbericht der Universität Leipzig (1998)

30. EN ISO 4049:2000 Füllungs-, restaurative und Befestigungskunststoffe. Beuth-Vertrieb GmbH, Berlin (2001)

31. FERRACANE, J.L.; MOSER, J.B.; GREENER, E.H.:
Ultraviolet light-induced yellowing of dental restorative resins.
J Prosthet Dent 54, 483-487 (1985)

32. FINGER, W.:
Werkstoffkunde der Universität zu Köln (1999)

33. FINGER, W.:
Elastizität von Kompostit-Füllungsmaterialien.
Dtsch Zahnärztl Z 30, 345-349 (1975)

34. GEURTSEN, W.; SCHOELER, U.:
A 4-year retrospective clinical study of Class I and Class II composite restorations.
J Dent 25, 229 (1997)

35. GLADYS, S.; Van MEERBEEK, B.; LAMBRECHTS, P.;
VANHERLE, G.:
Microleakage of adhaesive restorative materials.
Am J Dent 14, 170-176 (2001)

36. HAGER, T.:
Die Farbstabilität von Kompositfüllungsmaterialien.
Zahnmed Diss FU Berlin (1990)

37. HELLWIG, LEHMANN:
Einführung in die restaurative Zahnheilkunde (1993)

38. HELLWIG, KLIMEK, ATTIN:
Einführung in die Zahnerhaltung (1999)

39. HICKEL, R.:
Moderne Füllungswerkstoffe.
Dtsch Zahnärztl Z 52, 572-583 (1997)

40. HICKEL, R.:
Physikalische und klinische Daten zu Kompomer-Füllungsmaterialien.Dentsply News: 10-11 (2003)

41. HICKEL, R.; DASCH, W.; JANDA, R.; TYAS, M.; ANUSAVICE, K.:
New direct restorative materials.
Int Dent J 48, 3-16 (1998)

42. HICKEL, R.; KREMERS, L.; HAFFNER, C.:
Kompomere.
Quintessenz Zahntech 47, 1581-1589 (1996)

43. HOFMANN, E.; ROSENTRITT, M.; BEHR, M.; LANG, R.; HANDEL, G.:
In vitro colour stability of different shades of one restorative composite.
J Dent Res 79, Abstr. 397 (2000)

44. HSU, C.-Y.S.; DONLY, K.J.; DRAKE, D.R.; WEFEL, J.S.:
Effects of aged fluoride-containing restorative materials on recurrent root caries.
J Dent Res 77, 418-425 (1998)

45. HUANG, C.; TAY, F.R.; CHEUNG, G.S.; KEI, L.H.; WEI, S.H.; PASHLEY, D.H.:
Hygroscopic expansion of a compomer and a composite on artificial gap reduction.
J Dent 30, 11-19 (2002)

46. IAZZETTI, G.; BURGESS, J.O.; GARDINER, D.; RIPPS, A.:
Color stability of fluoride-containing restorative materials.
Oper Dent 25, 520-525 (2000)

47. ITOTA, T.; OKAMOTO, M.; SATO, K.; NAKABO, S.:
Release and recharge of fluoride by restorative materials.
Dent Mater J 18, 347-353 (1999)

48. ILIE, N.; KUNZELMANN K. -H.; HICKEL, R.:
Werkstoffkundliche Untersuchungen zu Kompomeren.
Dtsch Zahnärztl Z 58: 667-673 (2003)

49. JANDA, R.:
Der Stand der Entwicklung auf dem Gebiet der Zahnfüllungskunststoffe.
Quintessenz 39, Teil 1: 1067-1073 (1988)
Teil 2: 1243-1253 (1988)
Teil 3: 1393-1398 (1988)

50. KAKABOURA, A.; ELIADES, G.; PALAGHIAS, G.:
Evaluation of the extent of the acid-base reaction in Dyract restorative material.
In: 32nd meeting of the IADR Continental European Division; Ljubljana (Slovenia) (2000)

51. KAPPERT, EICHNER K.:
Zahnärztliche Werkstoffkunde und ihre Verarbeitung Band 1. Grundlagen und Verarbeitung Thieme (2005)

52. KAPPERT, EICHNER, K. :
Zahnärztliche Werkstoffkunde und ihre Verarbeitung Band 2. zahnärztliche Werkstoffe unter klinischen Aspekten, Thieme (2007)

53. KIM, K.H.; PARK, J.H.; KISHI, T.:
Microfracture mechanismen of dental resin composites.
J Dent Res 73: 499-504 (1994)

54. KOCH, M.J.; PIOCH, T.; STAEHLE, H.J.:
Kompomere.
In: Meiners, H.; Lehmann, K.M.: Klinische Materialkunde für Zahnärzte;
Hanser-Verlag, München/Wien (1998)

55. KOLLMANNSPERGER, P.:
Biegefestigkeit von UV-härtenden Komposit
Dtsch Zahnärztl Z 32: 952-954 (1977)

56. KOLLMANNSPERGER ,P.:
Biegefestigkeit von Kompositen nach Wasserlagerung von einem Tag bis drei Monate.
Dtsch Zahnärztl Zeitung 33: 477-479 (1978)

57. KRÄMER, N.:
Abrasionsbeständigkeit von Kompomeren und stopfbaren Glasionomerzementen.
Dtsch Zahnärztl Z 52, 186-189 (1997)

58. KREJCI, I.:
Zahnfarbene Restaurationen
Hanser München (1992)

59. KREJCI, I.; BESEK, M.; LUTZ, F.:
Clinical and SEM study of Tetric resin composite in posterior teeth: 12-month results.
Am J Dent 7, 27 (1994)

60. LEIBROCK, A.; BEHR, M.; ROSENTRITT, M.; HANDEL, G.:
Vergleichende In-vitro-Farbbeständigkeitsprüfung zahnfarbener Werkstoffe.' Dtsch Zahnärztl Z 51, 242-245 (1996)

61. LI, Y.; SWARTZ, M.L.; PHILLIPS, R.W.; MOORE, B.K.; ROBERTS, T.A.:
Effect of filler content and size on properties of composites.
J Dent Res 64, 1396-1401 (1985)

62. LUCKENBACH, T.:
Wasseraufnahme, Wasserlöslichkeit und Opazität von 16 Kompositfüllungsmaterialien.
Zahnmed Diss FU Berlin (1990)

63. LUKAS, D.:
Strom und Spannungsmessungen an extrahierten Zähnen mit Metallfüllungen
Dtsch. zahnärztl. Z. 31, 196 (1976)

64. LUKAS, D. und DREHER, H-J.:
Ströme und Spannungen in der menschlichen Mundhöhle
Quintessenz zahnärztl. Literatur 28, 147 (1977)

65. LUTZ, F.; PHILLIPS, R.W.; ROULET, J.-F.; IMFELD, T.:
Komposits – Klassifikation und Wertung.
Schweiz Monatsschr Zahnmed 93, 914-929 (1983)

66. MADERER, P.; EIFINGER, F.F.:
Klinische Nachuntersuchungen an Klasse IV-Füllungen in Adhäsivtechnik
Schweiz Mschr Zahnheilk 93, 441-448 (1983)

67. MANHART, J.; CHEN, H.Y.; KUNZELMANN, K.-H.; HICKEL, R.:
Werkstoffkundliche Charakterisierung eines Füllungsmaterials auf Ormocer-Basis
ZMK 12, 807-812 (1999)

68. MARSHALL, GW Jr, MARSHALL, SJ, KINNEY JH, BALOOCH, M.:
The dentin substrate: structure and properties related to bonding
J Dent.1997 Nov; 25 (6): 441-58

69. MAYER, T.; LENHARD, M.; PIOCH, T.:
Der Einfluss plastischer Füllungsmaterialien auf das Demineralisationsverhalten von Zahnschmelz.
Dtsch Zahnärztl Z 51, 235-237 (1996)

70. McGILL, S.; WOZNIAK, W.T.; FAN, P.L.; STANFORD, J.W.:
Color stability of dental materials exposed to various light sources.
J Dent Res 65, 284, Abstr. 1035 (1986)

71. MÜLLER, U.; KIELBASSA, A.M.; SCHULTE-MONTING, J.;
HELLWIG, E.:
Fluoride release from light-curing restorative materials.
Am J Dent 13, 301-304 (2000)

72. NASH, R.W.:
Direct composite restoration technique
Oralhealth journal & Dental Practice (2001)

73. NGO, S.; FAY, R.M.; POWERS, J.M.:
Color stability of packable composites exposed to staining and aging.
J Dent Res 79, Abstr. 393 (2000)

74. PEARSON G.J., BRADEN, M.:
The effect of longterm water immersion on composite filling merterials
J Dent Res 56: 126 (Abstr. No. 150) (1977)

75. PEARSON, G.J., LONGMAN, C. M.:
Water sorption and solubility of resin-based materials following inadequate polymerization by a visible-light curing system. J Oral Rehabil 16: 57-61 (1989)

76. PELKA, M.; EBERT, J.; SCHNEIDER, H.; KRÄMER, N.; PETSCHELT, A.:
Comparison of two- and three-body wear of glass-ionomers and composites.
Eur J Oral Sci 104, 132-137 (1996)

77. PFEIFFER, P., MARX, R.:
Temperaturbelastung von Adhäsivbrücken und ihre Auswirkung auf die Verbundfestigkeit der Klebeverbindung
Schweiz Monatsschr Zahnmed 99: 782 (1989)

78. PIOCH, T.; DÖRFER, C.; STAEHLE, H.J.:
Komposite.
In: Meiners, H.; Lehmann, K.M.: Klinische Materialkunde für Zahnärzte;
Hanser-Verlag, München/Wien (1998)

79. POWERS, J.M.; BAKUS, E.R.; GOLDBERG, A.J.:
In vitro color changes of posterior composites.
J Dent Res 66, 209, Abstr. 823 (1987)

80. POWERS, J.M.; FAN, P.L.; RAPTIS, C.N.:
Color stability of new composite restorative materials under accelerated aging.
J Dent Res 59, 2071-2074 (1980)

81. PRYOR, H.G.; LAUB, L.W.; SANDRIK, J.L.:
Quantitative evaluation of color stability of composites to ultraviolet radiation.
J Dent Res 68, 301, Abstr. 962 (1989)

82. RATHKE, B.K.:
Using core markers to enhance visualization of the material/ tooth interface
JADA, Vol. 132 (2001)

83. RADLANSKI, R.J.:
Ein neuer Hartmetallfinierer zum Beseitigen von Kleberesten nach Bracketentfernung
J Orofac Orthop, Nr. 4 (2001)

84. REITEMEIER, B.; REUTHER, G.; RICHTER, G.; BÖHM, B.:
Vergleichende werkstoffkundliche Prüfungen licht- bzw. heisspolymerisierender Verblendkunststoffe.
Zahnärztl Welt 103, 440 (1994)

85. RÖMPP:
Chemielexikon
10. Auflage, Thieme Verlag (2006)

86. ROSEN, M.; GROSSMANN, E.S.; CLEATON-JONES, P.E.; VOLCHANSKY, A.:
Surface roughness of aesthetic restorative materials: an in vitro comparison. SAD J 56, 316-320 (2001)

87. ROSENTRITT, M.; LANG, R.; BEHR, M.; HANDEL, G.:
Veränderung der Farbe von Füllungs- und Verblendkompositen durch Kurzzeit-UV-Exposition. Dtsch Zahnärztl Z 53, 655-658 (1998)

88. ROSIN, M.; HARTMANN, A.; KONSCHAKE, C.; GREESE, U.; SCHWAHN, B.; MEYER, G.:
A clinical evaluation of a new Ormocer restorative at 6 months.
J Dent Res 78, Abstr.Nr. 1438 (1999)

89. ROULET, J.-F.:
Degradation of dental polymers.
Karger, Basel (1987)

90. ROULET, J.-F.; BLUNCK, U.:
Was ist wirklich neu an den neuen Materialien?
Neue Gruppe Nachrichten 13, 12-17 (1998)

91. RUSE, N.D.:
What is a „compomer“?
J Can Dent Assoc 65, 500-504 (1999)

92. RZANNY, A.; GÖBEL, R.; WELKER, D.:
Werkstoffkundlicher Vergleich zahnfarbener Füllungsmaterialien.
Phillip J, 68-71 3-4 (1999)

93. RZANNY, A.; WELKER, D.:
Aktuelle zahnfarbene Füllungswerkstoffe – eine werkstoffkundliche Standortbestimmung.
Zahnärztl Prax 3, 6-14 (2000)

94. SCHÄFER E., OTT K.:
Zur Generationsfolge der Dentinadhäsive: Geschichte Entwicklung, Klassifizierung und Haftmechanismen.
Zahnärztl. Welt (1999)

95. SCHEIBENBOGEN, A.; MANHART, J.; KUNZELMANN, K.-H.; KREMERS, L.; BENZ, C.; HICKEL, R.:
One-year clinical evaluation of composite fillings and inlays in posterior teeth. Clin Oral Invest 1, 65 (1997)

96. SCHOCH, M.; KRÄMER, N.; FRANKENBERGER, R.; PETSCHELT, A.:
Direct posterior composite restorations with a new adhesive system: One-year results.
J Adhesive Dent 1, 167 (1999)

97. SCHUMACHER, H. G.:
Odontographie Anatomie der Zähne und des Gebisses, Hüthig

98. SEGHI, R.R.; HEWLETT, E.R.; KIM, J.:
Visual and instrumental colorimetric assessments of small color differences on translucental dental porcelain.
J Dent Res 68, 1760 (1989)

99. SEHER, J.; VIOHL, J.:
In-vitro-Verfärbungen von Kunststoffen durch Farbstoffe und UV-Strahlung.
Dtsch Zahnärztl Z 47, 634-636 (1992)

100. SETZ, J.; LIN, W.;M PFEIFER, H.:
Farbbeständigkeit lichtpolymerisierender Komposite.
Dtsch Zahnärztl Z 45, 666-668 (1990)

101. SHINTANI, H.; YAMAKI, M; INOUE, T.:
Analysis of camphorquinone in visible light-cured composite resins.
Dent Mater 1, 124-126 (1985)

102. SÖDERHOLM, K.-J.M.:
Die hydrolytische Degradation von Komposits.
Teil 1: Physikalisch-Chemische Grundlagen.
Teil 2: Folgen für die Anwendung in der Praxis.
Phillip J 5, 323-328 (1988); 6, 75-78 (1989)

103. SOLTÉSZ, U.:
Polymerisationsschrumpfung einiger neuerer Kompositfüllungswerkstoffe.
Zahnärztl Mitteilung 88, 1404 (1998)

104. SOLTÉSZ, U., KAIBER, B., BUTZ W.:
Festigkeits- und Abrasionsverhalten von quarzgefüllten Kompositen nach Alterung und Thermocycling.
Dtsch Zahnärztl Z 39: 101-104 (1984)

105. St.GERMAIN, H.; SWARTZ, M.L.; PHILLIPS, R.W.; MOORE, B.K.; ROBERTS, T.A.:
Properties of microfilled composite resins as influenced by filler content.
J Dent Res 64, 155-160 (1985)

106. SWARTZ, M.L.; MOORE, B.K.; PHILLIPS, R.W.; RHODES, B.F.:
Direct filling restorative resins – A comparative study.
J Prosthet Dent 47, 163-170 (1982)

107. SWARTZ, M.L.; PHILLIPS, R.W.; RHODES, B.:
Visible light-activated resins – Depth of cure.
JADA 106, 634-637 (1983)

108. UCHIDA, H.; VAIDYANATHAN, J.; VISWANADHAN, T.; VAIDYANATHAN, T.K.:
Color stability of dental composites as a function of shade.
J Prosth Dent 79, 372-377 (1998)

109. VAIDYANATHAN, T.K.; VAIDYANATHAN, J.; AGNIHOTRI, N.; PRASAD, A.:
Effect of ethoxylation of monomers on the color stability of cured polymer.
J Dent Res 79, Abstr. 392 (2000)

110. VENZ, S.; ANTONUCCI, J.M.:
Effect of photoaccelerators on curing and discoloration of composites.
J Dent Res 66, 246, Abstr. 1113 (1987)

111. VIOHL, J.; GEBHARDT, P.:
Wasseraufnahme und Löslichkeit von 4 Füllungskunststoffen in Abhängigkeit von der Probenstärke und der Zeit.
Dtsch Zahnärztl Z 30: 340-344 (1975)

112. VIOHL, J.:
Werkstoffkundliche Untersuchungen der Wasseraufnahme und Biegefestigkeit von Kunststofffüllungsmaterialien. Dtsch Zahnärztl Z 29: 442-449 (1974)

113. WATAHA, J. C.:
Biological evaluation of the Ormocer Definite and commercial composites and compomers.
Interner Forschungsbericht Degussa AG (1998)

114. WATAHA, J. C.; RUEGGEBERG, F.A.; LAPP, C.A.; LEWIS, J.B.; LOCKWOOD, P.E.; ERGLE, J.W.; METTENBERG, D.J.:
In vitro cytotoxicity of resin-containing restorative materials after aging in artificial saliva.
Clin Oral Invest 3, 144-149 (1999)

115. WEEBER, J.:
Vergleichende werkstoffwissenschaftliche Untersuchung zweier handelsüblicher Hybrid- Komposite, zweier Kompomere und zweier Ormocere.Zahnmed Diss, Charité Berlin (2004)

116. WOLTER, H.; GLAUBITT, G.; ROSE, K.:
Multifunctional methacrylate alkoxysilanes-A new type of reactive compounds.
Mat Res Soc Proc 271, 719-724 (1992)

117. WOLTER, H.; STORCH, W.; OTT, H.:
Dental filling materials (Posterior composites) based on inorganic/organic copolymers (Ormocers)
35th IUPAC Internat Symp Macromolecules Akron, (1994)

118. YAP, A.U.; WEE, K.E.:
Effects of cyclic temperature changes on water sorption and solubility of composite restoratives.
Oper Dent 27, 147-153 (2002)

119. YOSHIDA, K.; MATSUMURA, H.; TANAKA, T.; ATSUTA, M.:
Physical properties of light-cured opaque resin. Influence of monomer composition.
Shika Zairyo Kikai 9, 583-590 (1990)

11. Rohdaten

WASSERAUFNAHME

Wasseraufnahme FLU 0,5 %

Messung 1-10	Durchmesser (mm)	Radius (mm)	Dicke (mm)	Volumen (mm^3)	Masse 2 (µg)	Masse 3 (µg)	Wasseraufnahme (µmm^3)
1	24,9	12,5	1,0	485,0	356540,0	351890,0	9,6
2	24,9	12,5	1,0	471,4	334770,0	329740,0	10,7
3	25,0	12,5	1,0	492,1	352320,0	346840,0	11,1
4	24,9	12,5	1,0	482,5	346900,0	341610,0	11,0
5	24,9	12,5	1,0	497,5	358520,0	352940,0	11,2
6	25,0	12,5	1,0	493,2	348990,0	343540,0	11,0
7	24,9	12,5	1,0	487,7	349950,0	344600,0	11,0
8	24,9	12,5	1,0	479,7	344390,0	339030,0	11,2
9	25,0	12,5	1,0	501,7	357020,0	351430,0	11,1
10	24,9	12,5	1,0	476,0	341130,0	335720,0	11,4

Wasseraufnahme FLU 1,0 %

Messung 1-10	Durchmesser (mm)	Radius (mm)	Dicke (mm)	Volumen (mm^3)	Masse 2 (µg)	Masse 3 (µg)	Wasseraufnahme (µmm^3)
1	24,9	12,4	1,0	494,3	358880,0	353230,0	11,4
2	25,0	12,5	1,0	470,8	341540,0	336210,0	11,3
3	25,0	12,5	1,0	465,4	333210,0	328030,0	11,1
4	25,0	12,5	1,0	466,4	336520,0	331280,0	11,2
5	24,9	12,5	1,0	469,8	334770,0	329600,0	11,0
6	24,9	12,5	1,0	470,6	339560,0	334360,0	11,1
7	25,0	12,5	1,0	469,7	335510,0	330190,0	11,3
8	24,9	12,5	1,0	492,0	358680,0	353190,0	11,2
9	24,9	12,5	1,0	487,3	351700,0	346160,0	11,4
10	24,9	12,5	1,0	478,4	345460,0	339980,0	11,5

Wasseraufnahme Herculite

Messung 1-10	Durchmesser (mm)	Radius (mm)	Dicke (mm)	Volumen (mm^3)	Masse 2 (µg)	Masse 3 (µg)	Wasseraufnahme (µmm^3)
1	24,9	12,5	1,0	483,4	387990,0	384840,0	6,5
2	25,0	12,5	1,0	480,7	378200,0	375080,0	6,5
3	25,1	12,5	1,0	483,4	379940,0	376840,0	6,4
4	25,0	12,5	1,0	481,7	376920,0	373740,0	6,6
5	25,0	12,5	1,0	488,9	380600,0	377420,0	6,5
6	25,0	12,5	1,0	489,7	380760,0	377640,0	6,4
7	25,1	12,5	1,0	479,0	385100,0	381870,0	6,7
8	25,5	12,8	1,0	504,6	388190,0	384940,0	6,4
9	25,0	12,5	1,0	486,6	388950,0	385810,0	6,5
10	25,0	12,5	1,0	489,3	384270,0	381060,0	6,6

Wasseraufnahme Standard

Messung 1-10	Durchmesser (mm)	Radius (mm)	Dicke (mm)	Volumen (mm^3)	Masse 2 (µg)	Masse 3 (µg)	Wasseraufnahme (µmm^3)
1	20,0	10,0	1,0	314,2	349940,0	344640,0	16,9
2	15,0	7,5	1,0	176,7	334270,0	329090,0	29,3
3	15,0	7,5	1,0	176,7	349860,0	344360,0	31,1
4	15,0	7,5	1,0	176,7	347740,0	342580,0	29,2
5	15,0	7,5	1,0	176,7	348480,0	343100,0	30,4
6	15,0	7,5	1,0	176,7	337050,0	331760,0	29,9
7	15,0	7,5	1,0	176,7	340740,0	335610,0	29,0
8	15,0	7,5	1,0	176,7	345220,0	340710,0	25,5
9	15,0	7,5	1,0	176,7	343960,0	339600,0	24,7
10	15,0	7,5	1,0	176,7	341580,0	337270,0	24,4

LÖSLICHKEIT

Messwerte der Löslichkeit Flu 0,5 %

Messung 1-10	Masse 1 (µg)	Masse 3 (µg)	Löslichkeit (µmm^2)
1	351.290,0	351.890,0	-1,2
2	330.050,0	329.740,0	0,7
3	347.170,0	346.840,0	0,7
4	341.940,0	341.610,0	0,7
5	353.440,0	352.940,0	1,0
6	343.880,0	343.540,0	0,7
7	345.970,0	344.600,0	2,8
8	339.390,0	339.030,0	0,8
9	351.850,0	351.430,0	0,8
10	336.060,0	335.720,0	0,7

Messwerte der Löslichkeit Flu 1,0 %

Messung 1-10	Masse 1 (µg)	Masse 3 (µg)	Löslichkeit (µmm^2)
1	353.620,0	353.230,0	0,8
2	336.560,0	336.210,0	0,7
3	328.310,0	328.030,0	0,6
4	331.650,0	331.280,0	0,8
5	330.120,0	329.600,0	1,1
6	334.640,0	334.360,0	0,6
7	330.450,0	330.190,0	0,6
8	353.580,0	353.190,0	0,8
9	346.500,0	346.160,0	0,7
10	340.320,0	339.980,0	0,7

Messwerte der Löslichkeit Herculite XRV

Messung 1-10	Masse 1 (µg)	Masse 3 (µg)	Löslichkeit (µmm²)
1	384.930,0	384.840,0	0,2
2	375.200,0	375.080,0	0,2
3	377.040,0	376.840,0	0,4
4	374.030,0	373.740,0	0,6
5	377.640,0	377.420,0	0,4
6	377.160,0	377.640,0	-1,0
7	382.140,0	381.870,0	0,6
8	385.170,0	384.940,0	0,5
9	385.940,0	385.810,0	0,3
10	381.210,0	381.060,0	0,3

Messwerte der Löslichkeit Standard

Messung 1-10	Masse 1 (µg)	Masse 3 (µg)	Löslichkeit (µmm²)
1	345.040,0	344.640,0	1,3
2	329.460,0	329.090,0	2,1
3	344.730,0	344.360,0	2,1
4	342.840,0	342.580,0	1,5
5	343.540,0	343.100,0	2,5
6	332.180,0	331.760,0	2,4
7	335.970,0	335.610,0	2,0
8	340.150,0	340.710,0	-3,2
9	338.900,0	339.600,0	-4,0
10	336.730,0	337.270,0	-3,1

BIEGEFESTIGKEIT

Messwerte Biegefestigkeit Flu 0,5 %

Messung 1-10	Breite (mm)	Höhe (mm)	Kraft (N)	Biegefestigkeit (MPa)
1	1,92	1,94	19,1	79,3
2	1,98	2,01	26,4	99,0
3	1,96	2,08	25	88,4
4	1,98	2,04	29,5	107,4
5	1,96	2,04	28,1	103,4
6	1,95	1,98	26,9	105,6
7	1,97	2	21,5	81,9
8	1,94	1,96	18,9	76,1
9	1,96	2,02	26,2	98,3
10	1,96	2	19,5	74,6

Messwerte Biegefestigkeit Flu 1,0 %

Messung 1-10	Breite (mm)	Höhe (mm)	Kraft (N)	Biegefestigkeit (MPa)
1	2,00	1,96	21,40	83,6
2	1,96	1,98	24,80	96,8
3	1,96	1,98	24,40	95,3
4	2,00	1,94	24,10	96,1
5	2,02	1,95	23,20	90,6
6	2,08	1,98	24,70	90,9
7	2,02	1,96	22,20	85,8
8	2,00	2,01	23,10	85,8
9	2,00	1,96	25,40	99,2
10	1,98	1,96	22,00	86,8

Messwerte Biegefestigkeit Herculite

Messung 1-10	Breite (mm)	Höhe (mm)	Kraft (N)	Biegefestigkeit (MPa)
1	2,00	2,00	27,5	103,1
2	1,96	2,02	28,9	108,4
3	2,02	2,00	33,2	123,3
4	1,98	2,04	22,3	81,2
5	2,04	2,00	27,3	100,4
6	1,98	2,00	30,2	114,4
7	2,00	2,03	28,8	104,8
8	2,00	2,02	29,8	109,5
9	2,00	2,04	27,8	100,2
10	2,01	2,00	26,5	98,9

Messwerte Biegefestigkeit Standard

Messung 1-10	Breite (mm)	Höhe (mm)	Kraft (N)	Biegefestigkeit (MPa)
1	2,02	1,96	18,5	71,5
2	1,96	1,98	30,9	120,6
3	2,04	1,98	22,7	85,2
4	2,00	1,98	30,7	117,5
5	2,00	1,96	24,8	96,8
6	2,04	1,97	22	83,4
7	2,04	1,98	15,5	58,1
8	2,02	1,96	20,1	77,7
9	1,97	2,02	27	100,8
10	1,98	2,02	20,6	76,5

Messwerte Biegefestigkeit Flu 0,5 % (Temperaturlastwechselverfahren)

Messung 1-10	Breite (mm)	Höhe (mm)	Kraft (N)	Biegefestigkeit (MPa)
1	1,93	1,98	20,60	81,7
2	2,02	1,96	16,80	64,9
3	1,93	1,93	13,10	54,7
4	1,96	1,94	20,00	81,3
5	1,96	2,02	20,40	76,5
6	1,93	1,94	24,10	99,5
7	2,06	1,92	11,20	44,2
8	1,96	2,04	13,20	48,5
9	1,96	2,01	15,50	58,7
10	1,94	2,01	14,80	56,6

Messwerte Biegefestigkeit Flu 1,0 % (Temperaturlastwechselverfahren)

Messung 1-10	Breite (mm)	Höhe (mm)	Kraft (N)	Biegefestigkeit (MPa)
1	1,94	2,00	12,90	49,9
2	1,94	2,00	19,80	76,5
3	1,94	1,96	13,10	52,7
4	1,94	1,94	12,00	49,3
5	1,94	2,00	12,90	49,9
6	1,94	1,92	15,30	64,2
7	2,00	1,94	17,50	69,7
8	1,98	1,94	22,90	92,2
9	1,98	1,94	15,70	63,2
10	2,00	1,94	8,90	35,5

Messwerte Biegefestigkeit Herculite (Temperaturlastwechselverfahren)

Messung 1-10	Breite (mm)	Höhe (mm)	Kraft (N)	Biegefestigkeit (MPa)
1	1,98	2,08	22,40	78,4
2	1,98	2,00	14,70	55,7
3	1,98	2,04	18,80	68,4
4	2,00	2,00	22,20	83,3
5	2,00	2,00	19,80	74,3
6	2,01	2,00	22,70	84,7
7	1,98	2,02	24,30	90,2
8	2,00	2,00	16,80	63,0
9	1,96	2,00	19,10	73,1
10	1,98	2,00	20,30	76,9

Messwerte Biegefestigkeit Standard (Temperaturlastwechselverfahren)

Messung 1-10	Breite (mm)	Höhe (mm)	Kraft (N)	Biegefestigkeit (MPa)
1	1,94	1,96	9,70	39,0
2	1,97	2,00	16,70	63,6
3	1,94	2,00	21,70	83,9
4	1,97	2,00	13,10	49,9
5	1,96	2,00	18,80	71,9
6	1,93	2,02	24,50	93,3
7	1,98	2,00	10,40	39,4
8	1,98	2,00	23,10	87,5
9	1,94	1,92	17,40	73,0
10	2,04	1,98	13,00	48,8

ELASTIZITÄTSMODUL

Messwerte Elastizitätsmodul Flu 0,5%

Messung 1-10	Breite (mm)	Höhe (mm)	Spannung 1 (mm)	Spannung 2 (mm)	Dehunug 1 (mm)	Dehnung 2 (mm)	Steigung	E-Modul (MPa)
1	1,92	1,94	0	7	0	0,13	53,85	7.682
2	1,98	2,01	0	7	0	0,12	58,33	7.256
3	1,96	2,08	0	7	0	0,12	58,33	6.615
4	1,98	2,04	0	7	0	0,14	50,00	5.949
5	1,96	2,04	0	7	0	0,12	58,33	7.011
6	1,95	1,98	0	7	0	0,13	53,85	7.115
7	1,97	2,00	0	7	0	0,12	58,33	7.403
8	1,94	1,96	0	7	0	0,13	53,85	7.372
9	1,96	2,02	0	7	0	0,14	50,00	6.190
10	1,96	2,00	0	7	0	0,15	46,67	5.952

Messwerte Elastizitätsmodul Flu 1,0%

Messung 1-10	Breite (mm)	Höhe (mm)	Spannung 1 (mm)	Spannung 2 (mm)	Dehunug 1 (mm)	Dehnung 2 (mm)	Steigung	E-Modul (MPa)
1	2,00	1,96	0	7	0	0,130	53,85	7.151
2	1,96	2,02	0	7	0	0,127	55,12	6.824
3	1,96	1,98	0	7	0	0,122	57,38	7.543
4	1,96	2,08	0	7	0	0,125	56,00	6.350
5	2,02	1,95	0	7	0	0,116	60,34	8.058
6	2,08	1,98	0	7	0	0,121	57,85	7.166
7	2,02	1,96	0	7	0	0,153	45,75	6.016
8	2,00	2,01	0	7	0	0,122	57,38	7.066
9	2,00	1,96	0	7	0	0,140	50,00	6.641
10	1,98	1,96	0	7	0	0,151	46,36	6.219

Messwerte Elastizitätsmodul Herculite

Messung 1-10	Breite (mm)	Höhe (mm)	Spannung 1 (mm)	Spannung 2 (mm)	Dehunug 1 (mm)	Dehnung 2 (mm)	Steigung	E-Modul (MPa)
1	2,00	2,00	0	7	0	0,094	74,47	9.309
2	1,96	2,02	0	7	0	0,094	74,47	9.219
3	2,02	2,00	0	7	0	0,093	75,27	9.315
4	1,98	2,04	0	7	0	0,110	63,64	7.571
5	2,04	2,00	0	7	0	0,091	76,92	9.427
6	1,98	2,00	0	7	0	0,089	78,65	9.931
7	2,00	2,03	0	7	0	0,085	82,35	9.844
8	2,00	2,02	0	7	0	0,090	77,78	9.436
9	2,00	2,04	0	7	0	0,093	75,27	8.866
10	2,01	2,00	0	7	0	0,086	81,40	10.124

Messwerte Elastizitätsmodul Standard

Messung 1-10	Breite (mm)	Höhe (mm)	Spannung 1 (mm)	Spannung 2 (mm)	Dehunug 1 (mm)	Dehnung 2 (mm)	Steigung	E-Modul (MPa)
1	2,02	1,96	0	7	0	0,124	56,45	7.423
2	1,96	1,98	0	7	0	0,175	40,00	5.258
3	2,04	1,98	0	7	0	0,124	56,45	7.130
4	2,00	1,98	0	7	0	0,111	63,06	8.124
5	2,00	1,96	0	7	0	0,132	53,03	7.043
6	2,04	1,97	0	7	0	0,133	52,63	6.749
7	2,04	1,98	0	7	0	0,140	50,00	6.315
8	2,02	1,96	0	7	0	0,146	47,95	6.305
9	1,97	2,02	0	7	0	0,139	50,36	6.203
10	1,98	2,02	0	7	0	0,120	58,33	7.149

AUSHÄRFTUNGSTIEFE

Messwerte der Aushärtungstiefe

Messung 1-8	Herculite	Standard	Flu 0,5%	Flu 1.0%
1	5,30	14,54	11,30	9,70
2	5,28	14,98	11,70	10,50
3	5,28	14,98	11,66	9,80
4	5,22	14,54	11,20	10,40
5	5,00	14,72	11,60	10,50
6	5,26	14,96	11,20	10,44
7	5,32	14,84	11,22	10,30
8	5,16	14,86	11,32	10,26

FARBVERGLEICH

Messwerte Farbvergleich

Material	L*	a*	b*
Flu Green 0,5%	89,4	-0,7	9,2
Flu Green 0,5%	89,4	-0,7	9,1
Flu Green 0,5%	89,2	-0,7	9,0
Flu Green 0,5%	89,2	-0,7	9,2
Flu Green 0,5%	89,0	-0,8	10,2
Flu Green 0,5%	89,0	-0,8	10,1
Flu Green 0,5%	89,1	-0,9	10,2
Flu Green 0,5%	88,8	-0,8	9,6
Flu Green 1,0%	89,9	0,1	9,8
Flu Green 1,0%	89,5	0,1	9,2
Flu Green 1,0%	90,2	0,3	8,1
Flu Green 1,0%	89,9	0,3	8,4
Flu Green 1,0%	90,7	0,4	8,2
Flu Green 1,0%	90,2	0,3	8,0
Flu Green 1,0%	90,7	0,2	9,1
Flu Green 1,0%	90,7	0,2	9,1
Standard	85,3	-2,3	10,2
Standard	85,1	-2,2	10,7
Standard	85,2	-2,1	10,3
Standard	85,0	-2,2	10,2
Standard	84,9	-2,2	10,3
Standard	84,5	-2,2	10,2
Standard	85,0	-2,2	9,9
Standard	85,1	-2,3	9,7

FARBSTABILITÄT

Messwerte Farbstabilität Flu 0,5%

Messung nach 24 Stunden

Prüfkörper	L*	a*	b*
1	89,4	-0,7	9,2
2	89,4	-0,7	9,1
3	89,2	-0,7	9,0
4	89,2	-0,7	9,2
5	89,0	-0,8	10,2
6	89,0	-0,8	10,1
7	89,1	-0,9	10,2
8	88,8	-0,8	9,6

Messung 2 Stunden nach dem Suntest

Prüfkörper	L*	a*	b*	dL	da	db	dE
1	85,5	-3,4	22,9	-4,0	-2,7	13,7	14,5
2	85,1	-3,3	21,6	-4,3	-2,6	12,5	13,5
3	85,3	-3,1	20,5	-4,0	-2,4	11,5	12,3
4	85,0	-3,3	23,1	-4,2	-2,5	13,8	14,7
5	85,0	-3,2	22,2	-4,0	-2,4	12,1	13,0
6	85,1	-3,4	23,8	-3,8	-2,6	13,7	14,5
7	85,3	-3,3	23,0	-3,8	-2,5	12,8	13,5
8	85,1	-3,3	22,8	-3,7	-2,5	13,2	13,9

Messung 7 Tag nach dem Suntest

Prüfkörper	L*	a*	b*	dL	da	db	dE
1	85,4	-3,9	21,8	-4,1	-3,2	12,6	13,6
2	85,2	-3,7	20,3	-4,1	-3,0	11,2	12,3
3	85,5	-3,5	19,1	-3,8	-2,8	10,1	11,1
4	85,5	-3,8	21,8	-3,8	-3,0	12,6	13,5
5	85,2	-3,7	20,9	-3,8	-2,9	10,8	11,8
6	85,5	-3,9	22,4	-3,4	-3,1	12,3	13,2
7	85,6	-3,8	21,6	-3,5	-2,9	11,4	12,2
8	85,6	-3,7	21,6	-3,2	-2,9	12,0	12,7

Messwerte Farbstabilität Flu 1,0%

Messung nach 24 Stunden

Prüfkörper	L*	a*	b*
1	89,9	0,1	9,8
2	89,5	0,1	9,2
3	90,2	0,3	8,1
4	89,9	0,3	8,4
5	90,7	0,4	8,2
6	90,2	0,3	8,0
7	90,7	0,2	9,1
8	90,7	0,2	9,1

Messung 2 Stunden nach dem Suntest

Prüfkörper	L*	a*	b*	dL	da	db	dE
1	86,3	-2,2	21,4	-3,6	-2,3	11,5	12,3
2	86,2	-2,1	20,1	-3,2	-2,1	10,8	11,5
3	86,2	-2,0	19,8	-4,0	-2,3	11,7	12,6
4	86,2	-2,2	22,0	-3,7	-2,5	13,7	14,4
5	86,5	-2,2	21,6	-4,2	-2,6	13,4	14,3
6	86,5	-2,1	22,0	-3,7	-2,4	14,0	14,7
7	86,8	-2,2	22,0	-3,9	-2,4	12,9	13,7
8	86,8	-2,3	22,3	-3,9	-2,4	13,3	14,0

Messung 7 Tag nach dem Suntest

Prüfkörper	L*	a*	b*	dL	da	db	dE
1	86,6	-2,6	19,8	-3,3	-2,6	9,9	10,8
2	86,6	-2,4	18,9	-2,9	-2,5	9,7	10,4
3	86,6	-2,3	18,5	-3,6	-2,6	10,4	11,3
4	86,6	-2,6	20,6	-3,3	-3,0	12,3	13,0
5	86,7	-2,6	20,2	-4,0	-3,0	12,0	13,0
6	86,8	-2,6	20,7	-3,4	-2,9	12,7	13,4
7	87,2	-2,6	20,7	-3,5	-2,9	11,6	12,4
8	87,1	-2,6	20,8	-3,6	-2,8	11,7	12,6

Messwerte Farbstabilität Herculite

Messung nach 24 Stunden

Prüfkörper	L*	a*	b*
1	74,5	6,9	31,7
2	74,9	6,6	31,0
3	75,5	6,6	32,0
4	75,0	6,6	32,2
5	74,6	6,7	31,4
6	75,5	6,6	31,3
7	75,5	6,6	32,0
8	75,6	6,5	31,8

Messung 2 Stunden nach dem Suntest

Prüfkörper	L*	a*	b*	dL	da	db	dE
1	75,2	4,9	30,2	0,7	-1,9	-1,5	2,5
2	75,7	4,8	29,5	0,8	-1,8	-1,5	2,5
3	76,2	4,6	30,7	0,7	-2,0	-1,3	2,5
4	75,8	4,5	30,1	0,8	-2,1	-2,1	3,1
5	75,3	4,7	29,8	0,7	-2,0	-1,6	2,7
6	76,1	4,7	30,0	0,5	-1,9	-1,3	2,3
7	76,7	4,5	29,9	1,1	-2,1	-2,1	3,2
8	76,6	4,6	30,3	0,9	-2,0	-1,6	2,7

Messung 7 Tag nach dem Suntest

Prüfkörper	L*	a*	b*	dL	da	db	dE
1	75,2	4,9	29,9	0,7	-2,0	-1,8	2,8
2	75,2	4,7	29,2	0,3	-1,9	-1,9	2,7
3	76,1	4,5	30,2	0,7	-2,1	-1,8	2,9
4	75,8	4,6	30,0	0,8	-2,0	-2,2	3,0
5	75,4	4,7	29,7	0,8	-2,1	-1,7	2,8
6	76,0	4,6	29,8	0,5	-2,0	-1,5	2,5
7	76,2	4,2	29,6	0,7	-2,3	-2,5	3,5
8	76,1	4,4	30,0	0,5	-2,1	-1,8	2,8

Messwerte Farbstabilität Standard

Messung nach 24 Stunden

Prüfkörper	L*	a*	b*
1	85,3	-2,3	10,2
2	85,1	-2,2	10,7
3	85,2	-2,1	10,3
4	85,0	-2,2	10,2
5	84,9	-2,2	10,3
6	84,5	-2,2	10,2
7	85,0	-2,2	9,9
8	85,1	-2,3	9,7

Messung 2 Stunden nach dem Suntest

Prüfkörper	L*	a*	b*	dL	da	db	dE
1	82,4	-4,5	20,4	-2,9	-2,2	10,1	10,8
2	82,5	-4,5	21,3	-2,6	-2,3	10,6	11,1
3	82,8	-4,6	20,9	-2,4	-2,4	10,7	11,2
4	82,9	-4,5	20,1	-2,1	-2,3	9,9	10,4
5	82,3	-4,3	19,7	-2,6	-2,1	9,4	10,0
6	81,4	-4,4	19,9	-3,1	-2,2	9,7	10,4
7	82,9	-4,3	19,1	-2,1	-2,1	9,2	9,7
8	82,5	-4,0	18,3	-2,6	-1,8	8,6	9,2

Messung 7 Tag nach dem Suntest

Prüfkörper	L*	a*	b*	dL	da	db	dE
1	82,5	-4,8	19,6	-2,8	21,8	9,3	10,1
2	83,1	-4,8	19,9	-2,1	-2,6	9,2	9,8
3	83,2	-4,8	19,9	-2,0	-2,7	9,6	10,2
4	83,3	-4,7	19,4	-1,7	-2,6	9,2	9,7
5	82,3	-4,7	19,5	-2,6	-2,5	9,2	9,9
6	82,0	-4,6	18,9	-2,5	-2,4	8,7	9,4
7	82,2	-4,6	18,8	-2,8	-2,4	9,0	9,7
8	83,2	-4,3	17,8	-1,9	-2,1	8,1	8,6

12. Danksagung

Ich möchte Herrn Prof. Dr. W.H.-M. Raab für die Möglichkeit meine Dissertation in seiner Abteilung schreiben zu können und die entsprechenden Einrichtungen und Geräte benutzen zu können danken.
Herrn Prof. Dr.rer.nat. R. Janda möchte ich für die freundliche Überlassung des Themas, die sehr hilfreiche und nette Betreuung der Dissertation und für die direkten Hilfestellungen bei Fragen danken.
Herrn OA Dr. Rüttermann danke ich ebenfalls, der stets zu fachlich wertvollen Diskussionen bereit war und mich in allen wissenschaftlichen Dingen unterstützte.
Ich möchte mich ebenfalls bei Frau Dr. Marion Seltmann für die Einarbeitung in die Methoden und Techniken der Messgeräte bedanken.
Herrn Prof. Dr.med.dent. Alfons Hugger möchte ich für die Übernahme des Korreferates danken.
Herrn Prof. Dr.med.dent Drescher danke ich für die Durchführung der 3. Promotionsprüfung.
Außerdem möchte ich mich bei Frau Karin Vogel der Firma Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein, recht herzlich für die produktionsmäßige Herstellung der experimentellen Kompositmaterialen bedanken.
Ich danke der Firma Honeywell Speciality Chemicals GmbH, Seelze, Germany, dass sie mir die experimentellen fluoreszierenden Pigmente zur Verfügung gestellt haben.
Meinem Mann Gabriel danke ich für die niemals endende geduldige Unterstützung.
Meinen Eltern möchte ich ganz besonders danken, da Sie mir das Studium und die Promotion ermöglicht haben und mir während der gesamten Zeit stets zur Seite standen und mich erheblich unterstützt haben.

Lebenslauf

Jutta Gisela Kuhlmann, geb. Ritter

26.11.1980	geboren in Krefeld/ Uerdingen
Wohnhaft:	Friedhofstrasse 39
	42781 Haan
Eltern:	Gerda Ritter, geb. Erhard, Studiendirektorin
	Prof. Dr. Helmut Ritter, Universitätsprofessor
1986-1990	Besuch der erzbischöflichen Grundschule Dönberg
1990-1999	Besuch des Wilhelm-Dörpfeld-Gymnasiums, Wuppertal
August 99	Werkstudentin bei Ivoclar/ Vivadent in Schaan
1999-2004	Studium der Zahnmedizin an der Universität zu Köln
Dez. 2004	Approbation als Zahnärztin
Feb.- April 05	Famulatur auf den Cook Islands
August 2005	Beginn der Dissertation an der Heinrich-Heine-Universität Düsseldorf
Jan.- März 2006	Assistenzärztin in der Zahnarztpraxis H.-P. Neumann, Köln
Seit Juni 2006	Assistenzärztin in der Zahnarztpraxis Dr. P. Urbanowicz und Dr. A. Roschker, Köln-Wesseling

14. Abstract

Untersuchung der Werkstoffeigenschaften experimenteller Zahnfüllungskunststoffe im Vergleich zu einem Handelsprodukt

Einleitung: Durch die stetige Optimierung der ästhetischen Möglichkeiten der Zahnfüllungskunststoffe ist es dem Zahnarzt kaum möglich, die Füllung von der Zahnhartsubstanz zu unterscheiden. Ideal wäre es, durch eine reversible Farbänderung die Füllung zeitweise auf Wunsch sichtbar zu machen. Im Rahmen dieser Arbeit wurde daher ein weißes experimentelles Fluoreszenzpigment untersucht, welches zwar unter Bedingungen des täglichen Lebens (Sonnen- oder UV-Einstrahlung, Diskothekenlicht, Solarium usw.) keine Farbänderung zeigte, jedoch bei Laserlichtbestrahlung mit 980 nm deutlich grün fluoreszierte.

Ziel: Ziel dieser Studie war es zu untersuchen, ob und inwieweit die Zugabe dieses experimentellen Fluoreszenzpigmentes, in unterschiedlichen Konzentrationen (0,5 % und 1 %), zu experimentellen Füllungskunststoffen deren Werkstoffeigenschaften verändert.

Material und Methode: Experimentelle Füllungskunststoffe mit 0,5 % und 1 % Fluoreszenzpigment wurden mit dem experimentellen Material ohne Pigment sowie einem Handelsprodukt gemäß zahnärztlicher Normen oder anderer geeigneter Methoden untersucht und verglichen. Folgende Parameter wurden getestet:

- Biegefestigkeit, E-Modul vor und nach Temperaturlastwechselverfahren
- Wasseraufnahme und Löslichkeit
- Aushärtungstiefe
- Farbstabilität

Ergebnisse: Das ausgewählte Fluoreszenzpigment zeigt selbst in einer geringen Konzentration von nur 0,5 % ein intensives, klinisch sehr gut sichtbares, grünes Leuchten bei Bestrahlung mit Laserlicht einer Wellenlänge von 980 nm. Das Leuchten verschwindet sofort nach Wegnahme der Lichtquelle. Die Unterschiede zwischen den experimentellen Füllungskunststoffen mit (zwei unterschiedliche Konzentrationen) und ohne Fluoreszenzpigment waren bezüglich Biegefestigkeit und E-Modul, vor und nach Temperaturlastwechsel, Wasseraufnahme und Löslichkeit nicht signifikant. Signifikante Unterschiede wurden bei Aushärtungstiefe und Farbstabilität ermittelt.

Diskussion: Das Problem des reversiblen Sichtbarmachens eines Füllungsmaterials konnte durch den Einsatz eines speziellen experimentellen Fluoreszenzpigments gelöst werden. Die Ergebnisse zeigen, dass das Pigment die Materialeigenschaften im Wesentlichen nicht verändert. Die signifikanten Unterschiede zwischen den Materialien bezüglich Aushärtungstiefe und Farbstabilität erklären sich durch die Eigenbeschaffenheit des Pigments und können sicher im Rahmen einer Produktoptimierung vermieden werden. Durch Verwendung des Spezialpigments besteht die Möglichkeit, ein innovatives Füllungsmaterial für die Zahnmedizin zu entwickeln. Daher sollten den in-vitro Studien klinische Studien folgen.

1. Referent, gelesen: 27.08.2007; Prof. Dr. Ralf Janda