

Aus dem Zentrum für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde der

Heinrich Heine Universität Düsseldorf

Westdeutsche Kieferklinik

Poliklinik für Zahnerhaltung und Präventive Zahnheilkunde

kommissarischer Direktor: Univ.- Prof. Dr. Dr. T. Beikler

Der Einfluss unterschiedlicher Polymerisationsarten mit einem LED - Lichtgerät auf die Farbstabilität von Füllungskunststoffen

DISSERTATION

zur Erlangung des Grades eines Doktors der

Zahnmedizin

Der Medizinischen Fakultät der Heinrich Heine Universität

Düsseldorf

vorgelegt von

Andrea Servos

2010

Als Inauguraldissertation gedruckt mit der Genehmigung der Medizinischen Fakultät
der Heinrich-Heine-Universität Düsseldorf

gez: Univ.-Prof. Dr. med. Joachim Windolf
Dekan

Referent: Prof. Dr. rer. nat. Janda

Korreferent: Prof. Dr. Hugger

Für meinen Vater in memoriam.

Inhaltsverzeichnis

1. Einleitung	7
2. Literaturübersicht	9
2.1. Klassifikation der Füllungskunststoffe	9
2.2. Zusammensetzung der Füllungskunststoffe	12
2.3. Kompomere	16
2.4. Oberflächenbehandlung der anorganischen Füllstoffe	17
2.5. Photoinitiatoren und Additive	19
2.6. Lichtpolymerisationsgeräte	21
2.6.1 Halogenlichtgeräte	21
2.6.2 Plasmalichtgeräte	22
2.6.3 LED–Lichtgeräte	23
2.6.4 Halogen- versus LED - Lichtgeräte	23
2.6.5 Laser	24
2.7 Polymerisationsarten	25
2.7.1 Exponentielle Photopolymerisation	25
2.7.2 Konstante Photopolymerisation	25
2.8. Farbe, Farbwahrnehmung und Farbmeterik	26
2.8.1 Farbe	26
2.8.2 Farbwahrnehmung	27
2.8.3 Farbmeterik	28
2.8.4 Gleichheitsverfahren	29
2.8.5 Dreibereichsverfahren	29
2.8.6 Spektralverfahren	30

2.8.7 Das CIE–Lab–System	31
3. Problemstellung	33
4.1 Material und Methode	34
4.1.1. Materialien und Geräte	34
4.1.2. Lichtpolymerisationsgerät	35
4.1.3. Farbmessgerät	35
4.1.4. Suntestgerät	35
4.1.5. Gerät zur Messung der Lichtstärke	36
4.2 Methoden und Versuchsdurchführung	37
4.2.1 Übersicht	37
4.2.2 Vorversuche	38
4.2.3 Prüfkörperherstellung	40
4.2.4 Messserien	42
4.2.5 Farbmessung	43
4.2.6 Auswertung	44
5. Resultate	45
5.1 Farbveränderung nach Art des Füllungsmaterials	45
5.2 Farbveränderung nach Art des Polymerisationsmodus	49
5.3 Farbveränderung nach Polymerisationsdauer	57
5.4 Farbveränderung nach Art der Alterung	60
5.5 Vergleich der Ausgangswerte nach erster Polymerisation	68
5.6 Farbvergleiche aller Materialien	70
6. Diskussion der Ergebnisse	73
6.1 Einfluss der Art des Füllungsmaterials	76
6.2 Einfluss der Polymerisationsmodus	78

6.3 Einfluss der Polymerisationszeit	79
6.4 Einfluss des Alterungsprozesses	80
7. Klinische Schlussfolgerungen	82
8. Zusammenfassung	83
9. Literaturverzeichnis	84
10. Anhang	101
10.1 Materialliste	101
10.2 Messergebnisse	102
10.3 Danksagung	103
10.4 Curriculum vitae	104

1 Einleitung

Kompositmaterialien nehmen bei den plastischen zahnmedizinischen Füllungswerkstoffen inzwischen den größten Stellenwert in vielen Ländern Westeuropas, wie z. B. in Schweden, der Schweiz und auch in der Bundesrepublik Deutschland, ein. Sie verdrängen in zunehmendem Maße das über Jahrzehnte dominierende Amalgam. Die Gründe hierfür basieren auf einer negativen Berichterstattung der Boulevardpresse bezüglich der Toxizität dieses Werkstoffs und dem Problem der Umweltbelastung bei seiner Verarbeitung und Entsorgung. Außerdem nimmt der Wunsch nach mehr Ästhetik in den Industrienationen stetig zu [18,32,55,103,126,170]. Kompositmaterialien bedienen gerade diesen Ästhetikanspruch des Patienten. Weitere Vorteile, neben der optimalen farblichen Eingliederung des Füllungsmaterials in die Zahnreihe, sind die Möglichkeit der minimal invasiven Präparation und der adhäsiven Befestigung. Dennoch gibt es einige Schwachpunkte der Kompositmaterialien gegenüber dem Amalgam, die es zu optimieren gilt. Hierbei handelt es sich z. B. um die Polymerisationsschrumpfung, ungünstigeres Abrasionsverhalten, die Neigung zu Randspaltbildung und Farbveränderung im Laufe der Tragezeit. Eine Vielzahl neuer Materialien, die jedes Jahr auf den Markt gebracht wird, versucht diese Eigenschaften zu optimieren [28,51]. Hierbei werden nicht nur die reinen Werkstoffeigenschaften, sondern auch ökonomische Gesichtspunkte wie schnellere Verarbeitungszeiten, kürzere Aushärtezeiten ohne qualitative Einbuße berücksichtigt.

In gleichem Maße wie die Komposite einer ständigen Weiterentwicklung unterliegen, wird auch die den Werkstoff verarbeitende Ausrüstung, z. B. die Lichtgeräte, dem Fortschritt angepasst. Veränderungen wurden hier in Bezug auf Lichtleistung und Spektralbereich, sowie leichtere Verwendung durch Akkubetrieb vorgenommen. Außerdem erlauben einige Lichtgeräte durch die Wahl verschiedener Polymerisationsmodi mit exponentieller oder konstanter Lichtleistung Kompositmaterialien auszuhärten. Durch die Verwendung einer exponentiell ansteigenden Lichtleistung bei Aushärtung von Kompositen konnten die Spannungen innerhalb des Materials abgemildert werden. Ein Nachfließen des Kunststoffes ist möglich, zugunsten einer verbesserten Randständigkeit [58,88,104,109].

Zur Zeit sind verschiedene Komposite, die sich durch unterschiedliche Füllkörper und Zusatzstoffe unterscheiden, sogenannte Ormocere und Kompomere erhältlich. Die Indikation für Komposit Restaurationen wurde 2005 durch die DGZMK erweitert. Die Anwendung ist nun nicht mehr ausschließlich auf die Versorgung der Black Klassen III und IV Kavitäten beschränkt. Vielmehr stellt der Einsatz dieser Materialien auch im Bereich der Black Klasse I und II heute die Regel dar und wird auch empfohlen [49,54].

Aus früheren Studien ist bekannt, dass zahnfarbene plastische Füllungsmaterialien mit zunehmender Alterung tendenziell heller werden. Auch ändern sich die Gelbwerte der plastischen Füllungsmaterialien mit zunehmender Alterung. Das hängt von der Polymerisationsdauer, der verwendeten Lichtleistung, dem Photoinitiatorsystem des Komposits und der Zusammensetzung der organischen Matrix ab [71,73].

Das Ziel dieser Arbeit ist es, die Farbstabilität moderner Füllungsmaterialien, hier einem Komposit, einem Ormocer und einem Kompomer, bei Verwendung eines LED Lichtgerätes unter Berücksichtigung verschiedener Polymerisationsarten und –zeiten, während verschiedener Lagerungszeiten und –modi zu untersuchen, zu vergleichen und zu bewerten.

2 Literaturübersicht

2.1 Klassifikation der polymerisierbaren Füllungsmaterialien

Die Einteilung der zahnfarbenen plastischen Füllungsmaterialien in ein allgemein gültiges Schema ist nicht einfach. Zur Verdeutlichung seien hier einige Versuche der Einteilung erwähnt. 1983 teilten LUTZ et al. nach Art der Füllkörper das damals noch überschaubare Spektrum von Kompositen ein. LUTZ klassifizierte die Komposite nach der Art ihrer Füllstoffe [101]. Diese sind, die konventionellen Makrofüller, Mikrofüller (pyrogenes SiO_2) und Mikrofüllerkomplexe. Durch diese Einteilung ergeben sich bei Lutz vier Arten von Kompositklassen, die er folgendermaßen bezeichnete:

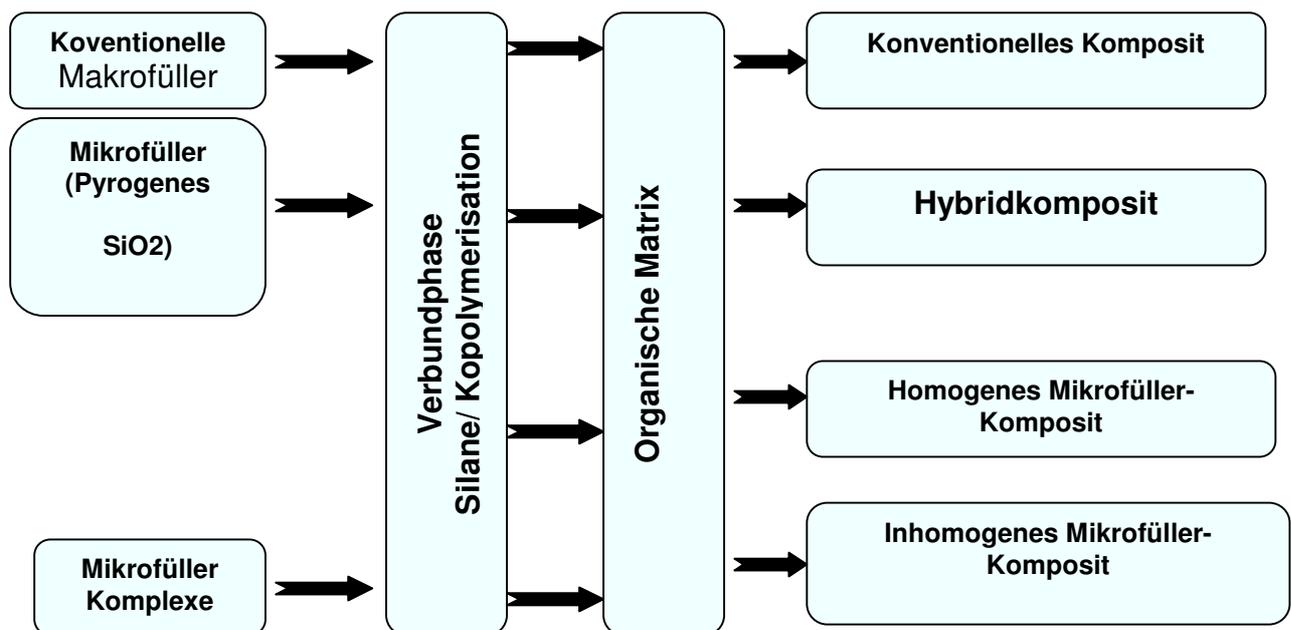


Abb: 2.1.1 Kompositklassen nach Lutz

Diese Einteilung ist so heute nicht mehr aktuell. HICKEL et al. [58] wählten 1997 einen anderen Ansatz. Sie teilten die plastischen Füllungsmaterialien nach Art ihrer Verarbeitung ein, in direkt und indirekt zu verarbeitende Materialien. In dieser Einteilung werden auch metallische Werkstoffe, wie z.B. das Amalgam mit erfasst:

Material	zahnfarben	metallfarben
direkte Füllung (plastisch verarbeitbar)	<ul style="list-style-type: none"> • Mikrofüller-Komposite • Hybrid-Komposite • Copolymere • Hybridionomere • Konventionelle GIZ • Hochviskose GIZ • Ormocere 	<ul style="list-style-type: none"> • Amalgam • Stopfgold • metallverstärkte GIZ • Galliumalloys • Silber-Zinn-Legierung
indirekte Restauration (Inlay/ Teilkrone/ Krone)	<ul style="list-style-type: none"> • Mikrofüller-Komposite • Hybrid-Komposite • Polyglas (Polymerglas) • Ceromere • Keramik • Glaskeramik • Verblend-Metallkeramik 	<ul style="list-style-type: none"> • Spargoldlegierungen • Hochgoldhaltige Legierungen • Nichtedelmetalllegierungen • Palladium-Basis-Legierungen • Titan

Abb: 2.1.2 Einteilung plastischer Füllungsmaterialien nach Art ihrer Verarbeitung [58]

Der Vollständigkeit halber sei erwähnt, dass HICKEL die zahnfarbenen plastischen Füllungsmaterialien nochmals unterteilt nach Art ihrer Abbinde-Reaktion. Unterschieden werden die Photopolymerisation und die Säure-Base-Reaktion. Die Kompolymere, die sowohl photopolymerisierend als auch über Säure-Base-Reaktion aushärten können, sind in der Klassifikation nach Hickel et al. nicht eindeutig einzuordnen, was anhand der nachfolgenden Tabelle deutlich wird [58]:

**Glasionomermemente (GIZ)
Säure-Base-Reaktion**

konventionelle GIZ

metallverstärkte GIZ

hochvisköse GIZ

kunststoffmodifizierte GIZ

(photopolymerisierend)

Komposit Polymerisation

konventionelle Komposite

Hybrid-Komposite

Mikrofüller-Komposite

Kompomere
(auch Säure-Base-Reaktion)

Abb. 2.1.3 Subgruppierung nach Hickel nach Abbinde Reaktion [58]

Eine weitere Klassifizierung wird durch die DIN EN ISO 4049 gegeben. Sie schafft die folgende Unterteilung:

TYP 1 Füllungs- und restaurative Kunststoffe für die der Hersteller die Eignung zur Wiederherstellung von Okklusalfächen beansprucht

TYP 2 Alle übrigen Füllungs- und restaurativen Kunststoffe

Diese beiden Typen werden dann weiter in folgende Klassen eingeteilt

Klasse 1

Kunststoffe, deren Aushärtung durch Mischen eines Initiators und eines Aktivators erfolgt (selbsthärtende Kunststoffe)

Klasse 2

Kunststoffe, deren Abbinden durch Energie von einer äußeren Quelle wie blaues Licht oder Wärme erfolgt (strahlungshärtende oder lichthärtende Kunststoffe)

Klasse 3

Kunststoffe, die durch Einwirken äußerer Energie gehärtet werden und gleichzeitig selbsthärtende Eigenschaften aufweisen (dualhärtende Kunststoffe)

Diese Einteilung hat aufgrund ihrer sehr allgemein gefassten Klassifikation universelle Gültigkeit und zeigt die Schwierigkeit einer detaillierteren, Einteilung der zahnfarbenen plastischen Füllungsmaterialien auf [29].

2.2 Zusammensetzung der Füllungskunststoffe

Per Definitionem handelt es sich bei Kompositen um zusammengesetzte Werkstoffe [3,56,58,77,106]. Die Definition wurde von HELLWIG 1999 für die Zahnmedizin folgendermaßen erweitert:

Plastische, zahnfarbene Füllungswerkstoffe, die nach Einbringen in die Kavität chemisch oder unter Energiezufuhr in einer Polymerisationsreaktion aushärten und deren Zusammensetzung einen prinzipiellen Grundaufbau aus organischer Matrix, einem anorganischen Füllstoffsystem und einer Verbundphase zeigt, werden in der Zahnheilkunde als Komposite bezeichnet [56].

Kompositmaterialien sind aus folgenden Bestandteilen zusammengesetzt:

Monomeren, Füllstoffen, Initiatoren, Pigmenten und anderen Additiven. Die Monomere gehören zur Klasse der Acrylate und Methacrylate, die nochmals nach der Anzahl ihrer funktionellen Gruppen unterteilt werden. Die Füllstoffe können organisch oder anorganisch sein. Die Initiatoren sind verantwortlich für die Art der Aushärtung, lichtsicher, selbsthärtend oder dualhärtend. Die Pigmente sind für die Farbgebung der Komposite entscheidend. Die Additive sind Zusätze, die bereits in geringen Mengen die Eigenschaften der Kunststoffe verändern, z.B. als Stabilisatoren [76]. Die Bestandteile werden im Folgenden genauer abgehandelt.

Monomere

Eine Vielzahl von Monomeren wird zur Herstellung von Kompositmaterialien eingesetzt. Drei wichtige Vertreter sollen hier beispielhaft genannt werden: Das Bis-GMA (Bisphenol-A-diglycidylmethacrylat), das UDMA (Urethandimethacrylat) und das TEGDMA (Triethylenglykodimethacrylat), die in unterschiedlichen Mengenverhältnissen kombiniert werden können. Bis-GMA und UDMA sind sehr viskos. Würden sie ohne Verdünnermonomer im Komposit enthalten sein, so ließe sich das Komposit sehr schlecht am Zahn adaptieren. TEGDMA dient daher häufig als Verdünnermonomer, um eine bessere Viskosität herstellen zu können. Es hat die

Aufgabe eine erforderliche und einstellbare Plastizität zur besseren Verarbeitung zu geben [15,56,58,76,77,106,148].

Die bei der Polymerisation auftretende Schrumpfung beträgt ca. 1–3 Volumen% [68,144,149]. Diese Polymerisationsschrumpfung wird sowohl durch den Füllstoffgehalt des Komposit als auch durch die Molmasse der die organische Matrix bildenden Monomere bestimmt. So hat z.B. Bis-GMA eine Volumenschrumpfung von ca. 5% [60,76]. Da nur die Matrix schrumpft, während die Füllkörper volumenstabil bleiben, können diese die Gesamtschrumpfung deutlich reduzieren [41,42,116]. Ebenso wirkt eine hohe Molmasse der Monomere einer Polymerisationsschrumpfung entgegen. Daher versucht man heute, hochmolekulare Monomere mit hohem Füllstoffanteil einzusetzen [4,76,90].

Die Monomere beeinflussen auch die Wasserlöslichkeit und Wasseraufnahme der Kompositmaterialien. Hier bestimmt die Anzahl der Atomgruppen, die Wasserstoffbrückenbindungen ausbilden können (z.B. Carboxyl- und Hydroxylgruppen), die Löslichkeit in Wasser bzw. die Fähigkeit der Wasseraufnahme sowohl des Monomers als auch des Polymers [76].

Füllstoffe

Die Füllstoffe dienen zur Verbesserung der chemischen und mechanischen Eigenschaften der Kunststoffmatrix. So wirken sie z.B. der Polymerisationsschrumpfung und Wasseraufnahme entgegen. Außerdem verbessern sie die Abrasions- und Druckfestigkeit. Es werden sowohl anorganische als auch organische Füllstoffe eingesetzt. Zu den organischen Füllstoffen zählen die Splitter- und Perlpolymerisate, die durch spezielle technische Verfahren hergestellt werden. Die Perlpolymerisate haben mittlere Korngrößen von 20-30µm, die Splitterpolymerisate mittlere Korngrößen von 2-150µm. Sie sollen die Polymerisationsschrumpfung reduzieren oder die Konsistenz des Kunststoffes steuern [58,67,76,148,155].

Die anorganischen Füllstoffe dienen der Erhöhung der Abrasionsstabilität, der Erhöhung der Festigkeit, Reduktion der Wärmedehnung und der Röntgenopazität. Es gibt verschiedenen Typen von Füllstoffen, die eingesetzt werden. Im Folgenden werden sie mit ihrer jeweils mittleren Korngröße angegeben:

- feinstteiliges Siliziumdioxid, kugelförmig (0,005 und 0,05 μm)
- Barium- oder Strontiumaluminiumborosilikatgläser, splitterförmig (ca. 0,7-1,5 μm)
- Yttrium- oder Ytterbiumfluorid, kugelförmig (ca. 1 μm) [76]

Heute bemüht man sich, Gläser in mittleren Korngrößen von 0,7–1 μm einzusetzen. Sie finden z.B. Verwendung in Hybridkompositen. Hier können Füllgrade von bis zu 90 Masse% erreicht werden [11,76].

Mikrofüllerkomposite

Mikrofüller bestehen aus hochdispenser Kieselsäure (SiO_2), auch feinstteiliges Siliziumdioxid genannt. Ihr Vorteil besteht in der perfekten Polierbarkeit, da ihre sehr geringe Korngröße die Wellenlänge des sichtbaren Lichtes (0,38-0,78 μm) unterschreitet. Dies ist z.B. im Bereich der Frontzahnrestauration ein Ästhetikkriterium. Der Nachteil des reinen Mikrofüllerkomposites besteht darin, dass die sehr feinteiligen Partikel Agglomerate bilden, die sich nicht homogen in der Matrix verteilen. Dadurch kann eine vollständige Oberflächenbenetzung mit dem Monomer nicht erfolgen. Dies hat Auswirkungen auf die mechanische Festigkeit, durch Neigung zur Wasseraufnahme und Polymerisationsschrumpfung [6,21,71,100,118] Um diesen negativen Werkstoffeigenschaften entgegenzuwirken, werden Splitterpolymerisate mit Korngrößen um 1-150 μm zugesetzt, die durch feinst gemahlene Polymethacrylate gewonnen werden. Diese Splitterpolymerisate sind selbst wiederum mit hochdispenser Kieselsäure gefüllt. Mikrofüllerkomposite enthalten Yttrium- oder Ytterbiumfluorid um Röntgenopazität zu erhalten [11,21,71,76].

Hybridkomposite

Hybridkomposite enthalten unterschiedliche Füllkörper, deren Korngrößen zwischen 0,7-1 μm liegen können [77]. Hybridkomposite vereinen die Vorteile von Makrofüllerkompositen und inhomogenen Mikrofüllerkompositen. Sie haben sehr hohe

Festigkeiten, eine gute Abrasionsstabilität und sind gut polierbar [9,40,77,153]. Diese Materialien können für alle Indikationen verwendet werden [46,59,135]. Aus Marketinggründen wurden spezielle Produkte „erfunden“ wie z. B. Flowables und Packables. Diese sind in ihrer Zusammensetzung mit den Hybridkompositen identisch, lediglich ihre Füllstoffanteile sind unterschiedlich, um verschiedene Viskositäten zu erreichen. Alle Hybridkomposite unterliegen unter bestimmten Bedingungen Alterungsprozessen, die aus verschiedenen Gründen auch die Farbstabilität beeinflussen [71,73]. Aus den Hybridkompositen hervorgegangene Weiterentwicklungen sind die sogenannten Nanofüllerkomposite und die Ormocere.

Nanofüllerkomposite

Die sogenannten Nanofüllerkomposite enthalten durch neue physikalische und chemische Verfahren hergestellte Nanofüller, die als Cluster bezeichnet werden und frei in der Matrix liegende, nicht agglomerierte Mikrofüller, die als Nanomere bezeichnet werden [37,41]. Die Bezeichnung als solche ist marketingwirksam und dient der Abgrenzung zu den Hybrid- und konventionellen Mikrofüllerkompositen. Die Größe der Nanopartikel ist je nach Produkt unterschiedlich und wird je nach Hersteller zwischen 10–75nm angegeben. Die Größe der Cluster liegt zwischen 0,6–1,4µm [27]. Diese Füllstoffe bestehen nicht nur aus reinem Siliziumdioxid, sondern sind Co-Fällungsprodukte aus flüssigen Zirkonium- und Siliziumoxidverbindungen. Genügend hohe Zirkoniumgehalte bewirken auch eine gute Röntgenopazität, der mit diesen Füllstoffen versehenen Nanokomposite [11].

Ormocere

Ormocere enthalten die gleichen Füllstoffe wie Hybridkomposite. Sie enthalten neben den herkömmlichen Monomeren siliziumorganische Monomere [50]. Hierin liegt der Hauptunterschied zum Hybridkomposit. Die Struktur der siliziumorganischen Monomere lässt sich etwa wie folgt darstellen. Ihr Grundgerüst besteht aus Si–O–Si Ketten an deren Enden Methacrylatgruppen sitzen, die für die Polymerisationsreaktion benötigt werden. Dieses Gerüst soll den Ormoceren eine gegenüber den herkömmli-

chen Hybridkompositen höhere Abrasionsstabilität und geringere Polymerisationsschrumpfung geben. Dies konnte durch Studien jedoch nicht bestätigt werden. Die Polymerisationsschrumpfung wird für Ormocere mit 1,7–2,5Volumen% angegeben und ist damit der Polymerisationsschrumpfung herkömmlicher Komposite vergleichbar [17,57,131,144,173]. HALLER und SCHUSTER [50] beurteilen in einer Studie die Randständigkeit vom Ormocer Admira als etwas günstiger als gegenüber dem Feinhybridkomposit Arabesk top. Einige Autoren [126,170] vermuten wegen der geringeren Löslichkeit der Ormocere gegenüber den Hybridkompositen eine größere Biokompatibilität.

2.3 Kompomere

Kompomere sind ebenfalls lichthärtende Füllungsmaterialien [58,59,77,83]. Sie bestehen wie die Kompositmaterialien aus Monomeren, Photoinitiatoren, Stabilisatoren und Pigmenten. Zusätzlich enthalten sie ein spezielles hochmolekulares Dimethacrylat mit Carbonsäuregruppen sowie ca. 72 Masse% eines Strontiumfluorosilikatglases (mittlerer Korngröße ca. 2,5µm). Das Glas macht den Werkstoff röntgenopak und ist für die Säure-Base-Reaktion wichtig [58,59,77,83,132]. Die Aushärtung der Kompomere findet einerseits über die Vernetzung der Methacrylatgruppen durch Polymerisation statt, erfolgt dann ein Wasserzutritt, z.B. durch Speichel, wird über die Carboxylatgruppe eine Säure-Base-Reaktion ausgelöst. Diese erst nach Flüssigkeitszutritt erfolgende Säure-Base-Reaktion ist aber nur auf Randbezirke und oberflächliche Schichten begrenzt [3,58,77,91,132]. Zu Beginn schrumpft das Kompomer durch die Polymerisation, anschließend kommt es durch die nachträgliche Wasseraufnahme zur Expansion des Materials [45]. Nachteile der Kompomere bestehen in einer geringeren Abrasionsfestigkeit [10,77,91,120], einer höheren Oberflächenrauigkeit und damit der Plaquebegünstigung [129,133], sowie einem geringeren Elastizitätsmodul [3,16]. Auch ist die Farbstabilität der Kompomere denen der Komposite unterlegen [1]. LIM BS et al. fanden im direkten Vergleich eine bessere Farbstabilität der Kompomere gegenüber Glasionomerkementen [96]. Laut DGZMK Stellungnahme 2005

...sind konventionelle und hochvisköse Glasionomere (GIZ), sowie kunststoffverstärkte lichthärtende GIZ (Hybridionomere) aufgrund erhöhter Fraktur- und Verschleißgefahr für den kaulasttragenden Seitenzahnbereich nicht geeignet. Eine ältere Stellungnahme von HICKEL [55,59] sieht den Indikationsbereich der Kompomere in der Interimsversorgung bei Klasse I und II Kavitäten, sowie in der Milchzahnversorgung. Eine Verwendung der Kompomere als Aufbaufüllungsmaterial unter Restaurationen wird in einer anderen Stellungnahme der DGZMK aufgrund der *hygroskopischen Expansion* ebenfalls nicht empfohlen [54].

2.4 Oberflächenbehandlung der anorganischen Füllstoffe

Eine Oberflächenbehandlung der Füllstoffe, die Silanisierung, ist notwendig, da zwei Bestandteile mit unterschiedlichen chemischen Eigenschaften miteinander verbunden werden müssen. Als Silane dienen amphiphile Moleküle, die sowohl einen anorganischen als auch einen organischen Molekülanteil besitzen. In der Regel wird 3-Methacryloyloxypropyltrimethoxysilan verwendet. Die Si-O-Si-Bindung dient dabei als kovalente Bindung zwischen Füllstoffoberfläche und anorganischem Molekülteil. Die Silanisierung wird in Abbildung 2.3.1 dargestellt.

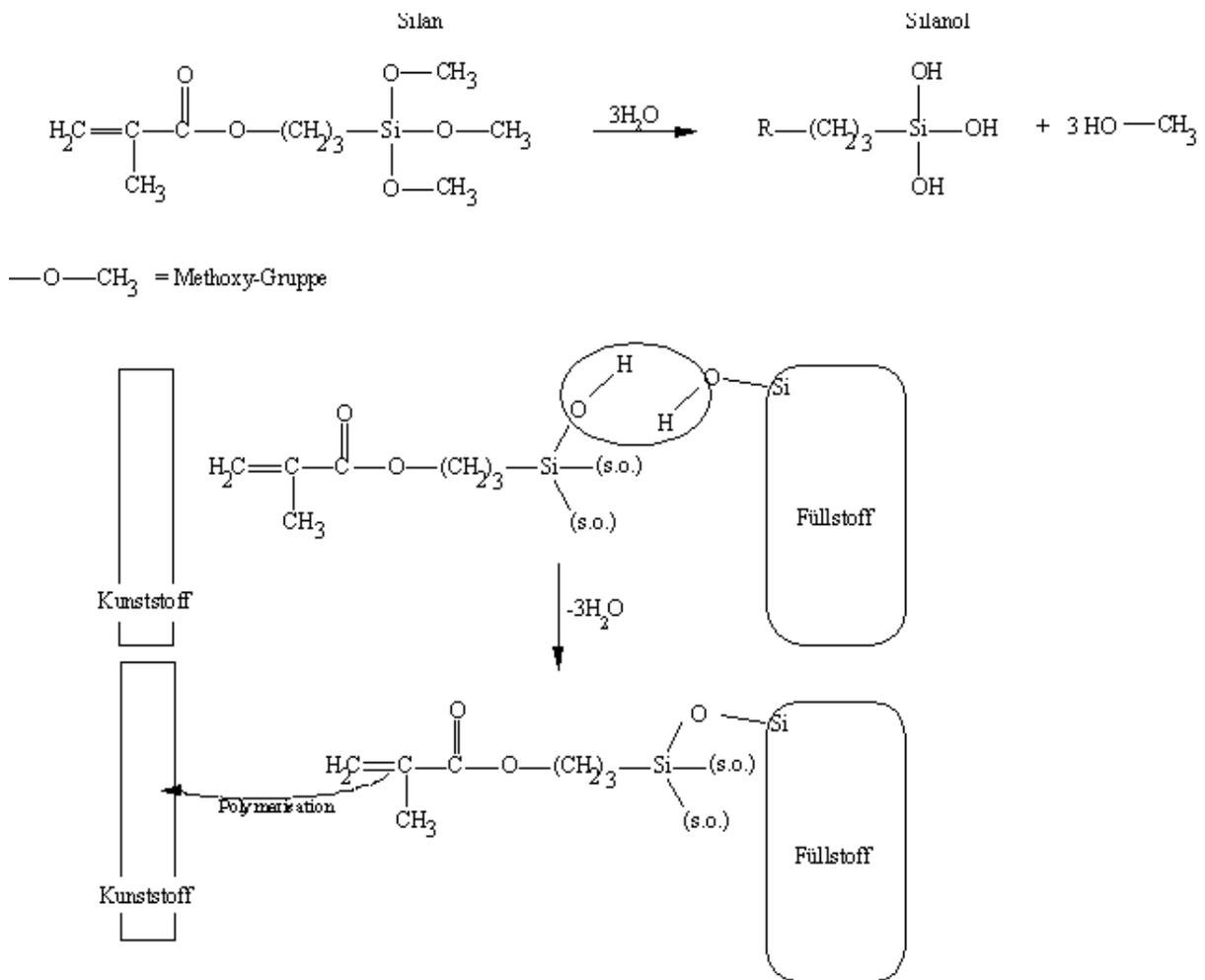


Abb 2.3.1 Hydrophobierung und Silanisierung mittels 3-Methacryloyloxypropyltrimethoxysilan

[106]

Durch die Silanisierung erhält die Füllstoffoberfläche einen organischen Charakter mit freien polymerisierbaren Methacrylgruppen. Diese können mit den Monomeren reagieren [72,76,77,166,167].

2.5. Photoinitiatoren und Additive

Die Photoinitiatoren werden zur Auslösung der Polymerisation benötigt. Das am häufigsten eingesetzte Photoinitatorsystem ist das Campherchinon (CQ, Abb. 2.5.1). Die Polymerisationsauslösung geschieht bei einer Wellenlänge von 460nm. CQ hat ein Absorptionsspektrum zwischen 360-550nm mit einem Maximum bei 470nm [13,58,75,142,151]. Seine Menge variiert zwischen 0,17 und 1,03 Masse% bezogen auf die organische Matrix. Obwohl das CQ in nur geringer Konzentration enthalten ist, ist sein Einfluss auf die Farbbeständigkeit des Komposit erheblich. Es besitzt eine stark gelbe Eigenfarbe, welche bei der Umsetzung durch Polymerisation verschwindet. Somit ergibt sich eine Verfärbungstendenz des Füllungsmaterials bei nicht vollständiger Umsetzung des CQ in Richtung weniger gelb. Für eine optimale Aushärtung von Kompositmaterialien ist die Art der eingesetzten Lichtquelle zur Aushärtung maßgebend. Die für die Aushärtung von lichthärtenden Füllungsmaterialien eingesetzten Lichtquellen müssen auf den im Füllungsmaterial verwendeten Photoinitiator abgestimmt sein (siehe Kap. 2.6.) [115,163,171].

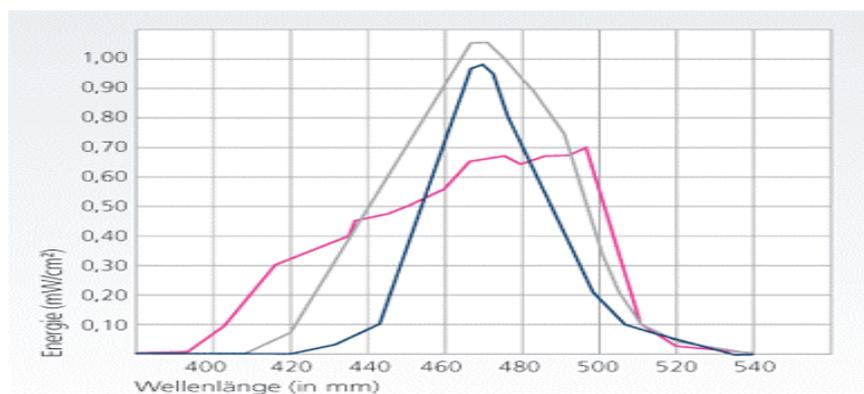


Abb. 2.5.1. ■ Campherchinon ■ Halogenlampe ■ LED Polymerisationslampe [137]

Zudem sind im Photoinitatorsystem von lichthärtenden Kompositen Amine enthalten. Sie dienen der Reaktionsbeschleunigung. Hierbei handelt es sich überwiegend um tertiäre Amine, die unter Lichteinfluss rötlich und bräunlich verfärben. Aus früheren Untersuchungen weiß man, dass aliphatische Amine farbstabiler als aromatische sind. Amine bilden während der Polymerisation Nebenprodukte, die besonders durch Hitze und grelles Licht begünstigt werden [71,72,73,75,142]. Diese Nebenprodukte führen zu Vergilbungen oder Braunfärbungen von lichthärtenden Materialien [71,73]. Endogene Verfärbungen durch das Initiatorsystem sind im Gegensatz zu

exogenen, die z.B. durch Politur entfernt werden können, irreversibel. Ihre Verhinderung trägt maßgeblich zur Farbstabilität des Kunststoffes bei [71,73,75,93,139,140,165].

Additive sind Zusätze, die auch in geringen Mengen die Kunststoffeigenschaften in bestimmter Weise beeinflussen [76]. Hierzu zählen Stabilisatoren, UV–Stabilisatoren und Pigmente. Stabilisatoren verhindern die Vorpolymerisation der Kunststoffe und machen sie lagerfähig. Sie werden auch als Inhibitoren oder Antioxidantien bezeichnet. UV-Stabilisatoren, die auch als UV-Absorber oder Lichtschutzmittel bezeichnet werden, steuern Alterungsprozessen verursacht durch UV–Licht entgegen, indem sie dieses absorbieren und in Wärme umwandeln. Ein Beispiel für ein solches Lichtschutzmittel sind 2–Hydroxybenzophenon [76].

Um optimale Zahnfarben herzustellen, werden den Kunststoffen Pigmente zugesetzt. An sie werden Anforderungen wie beispielsweise sehr gute und dauerhafte Farbstabilität, Stabilität gegenüber Licht, Wärme und Oxidation, sowie toxikologische Unbedenklichkeit gestellt. Außerdem sollten sie unlöslich in Wasser, Säuren, Basen, Fetten und organischen Lösungsmitteln sein [76]. Als Pigmente verwendet werden Eisenoxide, Titandioxid oder Aluminiumoxid. Außerdem gibt es noch Leuchtpigmente, die UV–Licht absorbieren können und sichtbares weißlich, gelbliches Licht emittieren. Die Kompositmaterialien erhalten durch die Leuchtpigmente zahnähnliche Fluoreszenz [76].

2.6. Lichtpolymerisationsgeräte

Lichtpolymerisationsgeräte müssen bestimmte Anforderungen erfüllen. Diese Anforderungen sind im Einzelnen:

- ein Emissionsspektrum, welches auf das Photoinitatorsystem des Komposit abgestimmt ist [70,75,79]
- konstante Lichtleistung des gewählten Programms [69,98,101]
- hohe Lichtintensität, um eine gute Aushärtungstiefe des Komposit zu gewährleisten [2,74,99]
- Spannungsstabilisatoren sollten Netzschwankungen entgegenwirken [79,101,156,157]
- gutes Handling, Reinigungsfähigkeit
- Wirtschaftlichkeit sowohl in der Anschaffung, als auch bei der Wartung

Sind Anforderungen an Lichtgeräte nicht oder nur teilweise erfüllt, so kann eine unzureichende Polymerisation des Kompositmaterials die Folge sein. Dies würde sich auf die Farbstabilität, die mechanischen Eigenschaften, den Restmonomergehalt sowie die Wasseraufnahme und Löslichkeit des Werkstoffes auswirken [70,75,98,101].

Gegenwärtig werden Halogen-, Plasma- und LED-Lichtgeräte auf dem Dentalmarkt angeboten. Diese sollen im Folgenden näher beschrieben werden:

2.6.1 Halogenlichtgeräte

Die in der Vergangenheit am häufigsten verwendeten Polymerisationslampen waren die Halogenlampen. Die emittierte Strahlung der Halogenlampen wird mithilfe von Blau- und Infrarotfilter zu einem Spektrum gefiltert, welches im Bereich von 380–400nm beginnt und bei 500–520nm endet [62]. Leistungswerte dieser Lampen liegen zwischen 300mW/cm² (alte Geräte, heute kaum noch im Einsatz) und 1000mW/cm² [79,101,156,157]. Die Lichtausbeute der Halogenlampen ist im Vergleich zu anderen Systemen eher niedrig, da nur der Spektralbereich von 380–500nm benötigt wird. Sie wird mit 0,7% angegeben. Die Infrarotstrahlung über 500nm wird herausgefiltert, da die Wärmestrahlung nicht erwünscht ist. Durch den hohen Anteil an Wärmestrahlung

ist ein gutes Kühlsystem erforderlich. Ist dieses Kühlsystem nicht ausreichend, besteht die Gefahr, dass keine konstante Lichtleistung erzielt wird. Daher werden Kühlventilatoren in die Geräte integriert, die jedoch eine Desinfektion erschweren.

Inzwischen gibt es Halogenlampen mit einer Strahlenflussdichte von mehr als $1000\text{mW}/\text{cm}^2$ (z.B. Astralis, Ivoclar-Vivadent-AG, Schaan Liechtenstein). Diese Geräte werden als "Hochleistungs" Polymerisationsgeräte bezeichnet [37,39,79].

2.6.2 Plasmalichtgeräte

Plasmalichtgeräte sollen die *schnellere Polymerisation* [73,79] bei gleicher Materialqualität gewährleisten. Sie funktionieren auf Argon- oder Xenon-Basis und haben ein schmales Emissionsspektrum zwischen 440-500nm. Die Intensitäten werden von Herstellern mit $\sim 1370\text{mW}/\text{cm}^2$ angegeben [37,39,73]. Die hohe Intensität verkürzt die Belichtungszeit bei gleichzeitiger Tiefenwirkung bis zu angeblichen 12mm. Das enge Emissionsspektrum hat zur Folge, dass nicht alle Photoinitiatoren angesprochen werden [37]. Die Plasmageräte sind in der Anschaffung sechs mal teurer als Halogenlichtgeräte. Dieser wirtschaftliche Nachteil soll laut Herstellerangaben ausgeglichen werden durch extrem verkürzte Belichtungszeiten am Behandlungsstuhl. Hierbei sollen die Polymerisationsergebnisse denen der 40s-Belichtungszeiten von anderen Systemen gleichgestellt sein [37]. DANESH et al. [25] untersuchten unterschiedliche Komposite nach unterschiedlichen Bestrahlungszeiten mit Halogen- (Elipar Visio) und Plasmalichtgeräten (Apollo 95E). Sie erhielten bei allen gemessenen Werkstoffparametern, unabhängig von der jeweiligen Belichtungszeit, für die Plasmalichtgeräte jeweils schlechtere Ergebnisse als für die Halogenlampe. JANDA et al. [73] fanden eine signifikant schlechtere Farbstabilität bei Aushärtung von Kompositen mit einer Plasmalampe (Apollo 95E) im Vergleich zu einer Halogenlampe (Translux Energie).

2.6.3 LED – Lichtgeräte

Seit 2001 sind LED-Polymerisationslampen (LED = Light Emitting Diode) auf dem Markt [79,112]. Die LED-Lichtgeräte haben gegenüber den Halogen- und Plasma-Lichtgeräten eine deutlich geringere Wärmeentwicklung. Ihre Lichtleistung und Intensität sind konstant und ihr Emissionsspektrum liegt im Bereich von 380-520nm [79]. Hatten die ersten LED-Polymerisationslampen eine Bestrahlungsleistung von nur etwa 400mW/cm², so reicht die Lichtintensität der modernen Geräte bis zu etwa 1000mW/cm² [115,145].

2.6.4. Halogen versus LED Lampen

Erste Untersuchungsergebnisse zur Verwendung von LED-Lichtgeräten, zur Härte und Polymerisationstiefe kamen zu folgenden Ergebnissen: BÄRWALD et al.[8], die verschiedene Polymerisationsverfahren anhand von Barcol-Härte Profilen verglichen, fanden in ihrer Untersuchung für das verwendete LED-Lichtgerät (ELIPAR Free Light 2) *keine der Halogenlampe ebenbürtige Härte*. UHL, SIGUSCH und JANDT [154] attestieren den LED Lichtgeräten der neueren Generation (=Leistung 900mW/cm²) die Fähigkeit, *die bisherigen Halogenlichtgeräte (hier 860mW/cm²) zu ersetzen*. Unter der Voraussetzung einer sorgfältigen Kompositauswahl ist bei 40s Polymerisationszeit die erreichte Aushärtungstiefe des LED-Lichtgerätes der Aushärtungstiefe des Halogenlichtgerätes signifikant überlegen [115]. Die Knoop-Härte war für beide Lichtgeräte gleich. BOUILLAGUET et al.[14] untersuchte die Temperaturschwankung intern (Pulpenkammer) und extern (außerhalb des Zahnes). Die Ergebnisse zeigten in Bezug auf interne und externe Temperaturerhöhungen für das verwendete LED Lichtgerät (Freelight) signifikant geringere Werte als für das verwendete Halogenlichtgerät (Astralis).

2.6.5 Laser

Laserlichtgeräte wurden bisher nur experimentell verwendet und werden daher hier nur kurz erwähnt. Vorteile einer Polymerisation mit Laserlicht sind die Möglichkeit der exakten Einstellung des Emissionsspektrums auf das Absorptionsspektrum des jeweiligen Photoinitiators [110]. Mit dem Laser kann eine hohe Umsetzungsrate erzielt werden, woraus gute physikalische und chemische Eigenschaften des polymerisierten Werkstoffes resultieren [52,141]. Da die Polymerisationsreaktion mit dem Laser sehr schnell verläuft, kommt es zu vermehrten Materialspannungen, insbesondere an den Füllungsändern [141]. Studien, die die Laserpolymerisation (10s Bestrahlung) mit der Halogenlichtpolymerisation (40s Bestrahlung) vergleichen, kommen für den Laser zu deutlich schlechteren Ergebnissen bezüglich Biegefestigkeit und Härte [8,19].

2.7 Polymerisationsarten

2.7.1 Exponentielle Photopolymerisation

Bei der exponentiellen Polymerisation wird die anfangs reduzierte Lichtleistung exponentiell zur maximalen Lichtleistung innerhalb eines Zeitfensters gesteigert [75,79,101,109,150,156,157]. Eine initial hohe Lichtleistung führt zu einem schlechteren Randverhalten der Füllungsmaterialien durch „schockgefrieren“, wie ERNST [38] es nennt. Dies geht zu Lasten des adhäsiven Verbundes und der Randständigkeit [38,75,79,85]. Eine hohe Lichtleistung wird jedoch für die ausreichende mechanische Festigkeit des Werkstoffes benötigt [98,127]. Die exponentielle Polymerisation, auch als Soft-Start-Polymerisation bezeichnet, versucht beides miteinander zu vereinbaren. Die anfangs reduzierte Leistung bedingt eine Verlangsamung der Polymerisationsschrumpfung. Das Komposit kann somit etwas „Nachfließen“, wodurch es zu einer Verringerung des Spannungsaufbaus im Material kommt. Erst bei Erreichen des Gelpunktes, bei dem die Viskosität des Kompositmaterials so hoch ist, dass ein Nachfließen nicht mehr erfolgen kann, wird mit voller Lichtleistung die Polymerisationsreaktion vollständig durchgeführt [48,75,109,150]. Bei 40s Aushärtungszeit werden mit der exponentiellen Polymerisation sehr gute Festigkeitswerte und ein hoher Umsetzungsgrad erreicht [109].

2.7.2 Konstante Photopolymerisation

Bei der konstanten Polymerisation wird das Komposit von Anfang bis zum Ende des Bestrahlungsvorganges mit der höchsten Leistung des verwendeten Lichtgerätes bestrahlt. Die konstante Polymerisation ist ein bei allen Lichtgeräten vorhandenes Programm. Die Intensität der Bestrahlungsleistung hat sich kontinuierlich mit jeder neuen Lampengeneration erhöht (siehe auch Kap.2.6.1, 2.6.2) [64].

2.8 Farbe, Farbwahrnehmung und Farbmeterik

2.8.1 Farbe

Farbe ist ein subjektiver Sinneseindruck, der entsteht, wenn Licht einer bestimmten Wellenlänge oder einer Mischung von verschiedenen Wellenlängen auf die Netzhaut des Auges trifft. Dort wird dann über die Sinneszellen eine Nervenenerregung ausgelöst, die im Gehirn zu einer bewussten Wahrnehmung wird. Farbe ist somit eine individuelle Wahrnehmung und keinesfalls eine physikalische Eigenschaft eines Gegenstandes [89,108]. Nach DIN 5033 *ist Farbe diejenige Gesichtsempfindung eines dem Auge des Menschen strukturlos erscheinenden Teiles des Gesichtsfeldes, durch die sich dieser Teil bei einäugiger Beobachtung mit unbewegtem Auge von einem gleichzeitig gesehenen, ebenfalls strukturlosen angrenzenden Bezirk allein unterscheiden kann* [30,31]. Ein Teil des auf ein Objekt fallenden Lichtes wird reflektiert, der andere Teil der Strahlung wird absorbiert und physikalische Grundlage für die Farbwahrnehmung ist die elektromagnetische Strahlung mit einer Wellenlänge in einem recht eng umgrenzten Bereich von ca. 400 bis 700nm. Strahlung in diesem Wellenlängenbereich ist sichtbar, weil Rezeptoren in der Netzhaut des Auges, deren Pigmente durch Licht genau dieser Wellenlängen chemisch verändert werden können, im menschlichen Auge vorhanden sind [45,114,127].

Nur ein Teil des Lichtes, das ein Objekt trifft, wird absorbiert oder reflektiert, der Rest wird zumeist in Wärmeenergie umgewandelt. Dunklere Objekte absorbieren mehr Licht und erwärmen sich daher stärker. Das ins Auge gelangende Licht ist das Produkt aus Beleuchtung und Reflektanz [36,45,97]. Ein rötlicher Farbeindruck kann danach gleichermaßen durch rötliche Beleuchtung eines weißen Stück Papiers, oder durch weiße Beleuchtung eines rötlichen Stück Papiers zustande kommen. Obwohl mathematisch beides zur gleichen Wellenlängenverteilung führt, kann unser visuelles System zumeist doch Rückschlüsse auf die Reflektanz der Objekte ziehen. Übertragen heißt das, das menschliche Auge ist fähig, Oberflächen zu sehen. Somit ist Licht einer bestimmten Wellenlänge mit einer Farbe gleichzusetzen, hingegen eine wahr-

genommene Umgebungsfarbe nicht mit einer bestimmten Wellenlänge des Lichtes, da hier die Summation umgebender Materialien, Reflexionen und Absorptionen zusammen kommt [36,45,97].

2.8.2 Farbwahrnehmung

Zur Farbwahrnehmung gibt es im Wesentlichen zwei unterschiedliche Theorien:

- die Trichromatische Theorie von Young bzw. Helmholtz (um 1850)
- die Gegenfarben Theorie von Hering (1878) [45,75,97].

Die trichromatische Theorie besagt, dass man aus drei monochromatischen Lichtern jeden beliebigen Farbton herstellen kann. Diese drei Primärfarben können ziemlich willkürlich gewählt werden; die einzige Beschränkung ist, dass die Mischung von je zwei Primärfarben nicht die dritte ergeben darf [45,75,97].

HERING (1834-1918) [45,75,97] postulierte, dass Farbwahrnehmung auf einem neurophysiologischen, chemischen Prozess basiert. Er nahm an, dass zwei Gegenfarben-Prozesse existieren, mit je einem hemmenden und einem erregenden Anteil, die nach einem Gleichgewicht streben. Dies erklärt die Nachbilder in Gegenfarben. Ein dritter antagonistischer Prozess ist nach HERING der „Schwarz–Weiß-Prozess“, der für die Wahrnehmung des achromatischen Anteils einer Farbe zuständig ist. Bei diesem Prozess schließen sich die beiden Anteile jedoch nicht gegenseitig aus, schwarz kann über grau zu weiß übergehen [45,75,97]. Da die Farbwahrnehmung so vielgestaltig ist und auch von individuelle Stimmungen und Beleuchtungsszenarien abhängt, ist zur Bestimmung von Farbe eine kalibrierte Messeinheit notwendig, die Reproduzierbarkeit, Unabhängigkeit und damit Objektivierbarkeit von Messergebnissen gestattet [45,75,97].

2.8.3 Farbmatrik

Die Beschreibung von Farbe lässt sich in drei Kategorien unterteilen [45,75,97]:

- die Helligkeit
- die Sättigung
- den Farbton

Die Helligkeit wird vorgegeben durch die Art der Beleuchtungsquelle bzw. die Reflexion bzw. Absorptionseigenschaften des belichteten Körpers, die je nach Transluzenz und Opazität variieren können. Die Sättigung entspricht der Intensität einer Farbe. Aus visueller Sicht monochromatisches Licht, wissenschaftlich belegt jedoch auch als Summation polychromatischen Lichtes möglich [36,45,97]. Der Farbton ist dargestellt durch die Farbe an sich und deren Bezeichnung als Grün, Gelb, Blau. Die Aufteilung welcher Wellenlänge, welches Farbspektrum zugeordnet ist, ist den Spektralfarben zu entnehmen.

Da Helligkeit, Sättigung und Farbe drei unabhängig voneinander linear abstufbare Faktoren sind, ermöglichen diese drei Werte die dreiaxiale Darstellung von Farbe in einem metrischen System. So werden der Farbe die jeweiligen Wellenlängen, der Sättigung die Werte 0 -1,0 für keine Sättigung bis totale Sättigung und die Helligkeit von 0 – 100 von schwarz nach weiß zugeordnet [20].

Die Farbmatrik, also die Farbmessung dient der Ermittlung der Reflexionsgrade R_{380} bis R_{720} (sichtbare Spektralfarben) bzw. der Ermittlung der Reflexionsgrade R_x , R_y , R_z , z.B. beim Dreibereichsverfahren (s.u.).

Es gibt verschiedene standardisierte Verfahren der Farbmessung.

- Das Gleichheitsverfahren
- Das Dreibereichsverfahren
- Das Spektralverfahren [Lange]

2.8.4 Das Gleichheitsverfahren

Das Gleichheitsverfahren [91] vergleicht eine Farbprobe visuell mit einer anderen Farbreferenz, deren Daten bereits festgelegt sind. Nachteil dieses Verfahrens ist die Subjektivität des Betrachters, evtl. Fehlsichtigkeiten, gestörte Farbwahrnehmung, das eventuell schwankende Umgebungslicht, sowie Tagesform und Anstrengungsbereitschaft des Auges, sowie Schwierigkeiten bei der Zuordnung, wenn Farbtonabweichungen durch Rot- oder Grünstich zwischen dem Probenkörper und dem Referenzmuster vorliegen [30,31,169].

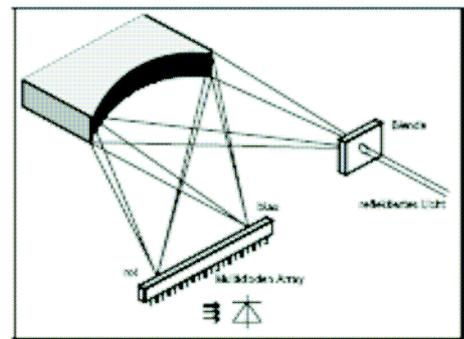
2.8.5 Das Dreibereichsverfahren

Beim Dreibereichsverfahren [91] bedient man sich dreier Farbfilter(rot, grün, blau), die der Augenempfindlichkeit des jeweiligen Betrachters angepasst werden, durch die dann das von der Probe reflektierte Licht fällt. Gemessen werden die Reflexionsgrade dieser dreier Farbbereiche, die dann drei Messwerten R_x , R_y und R_z zugeordnet werden. Mithilfe einer Gleichung können dann die Normfarbwerte ermittelt werden. Daran angeschlossen befindet sich eine Optik, die die Reflexionsgrade $\beta(\lambda)$ misst, je nach verwendeter Optik in einem Messbereich von 10–20nm. Aus der Normlichtart, den Normspektralwertfunktionen und den gemessenen Reflektionsgraden werden die Normfarbwerte X , Y , Z mithilfe einer Gleichung bestimmt, hierbei wird der Farbwert Y normiert, heißt $=100$ gesetzt, was durch einen Faktor k in der Gleichung erfolgt. Diese Normfarbwerte, egal mit welchem Verfahren ermittelt, bilden die Basis der Farbmatrik [128].

2.8.6 Das Spektralverfahren

Das Spektralverfahren [91] benötigt einige Hilfsmittel, so muss das reflektierte Licht des bestrahlten Körpers durch ein Konkavspektralgitter gelenkt werden, welches das einfallende Licht in seine spektralen Anteile zerlegt. Da aber die Normfarbwerte keine direkte Information über Helligkeit, Farbe oder Sättigung der gemessenen Probe ergeben, werden diese zur besseren Veranschaulichung und zur grafischen Darstellung in andere Farbsysteme transformiert.

Abb.2.8.6.1



Versuchsanordnung [91]

Es gibt Dutzende dieser Systeme. Die DIN 5033 bedient sich des Normvalenzsystems und der $L^*a^*b^*$ -Farbraumes CIE. Trägt man die Normfarbwerte für alle realen Körperfarben in ein Diagramm, so erhält man eine graphische Darstellung, die durch den Spektralfarbenzug begrenzt wird.

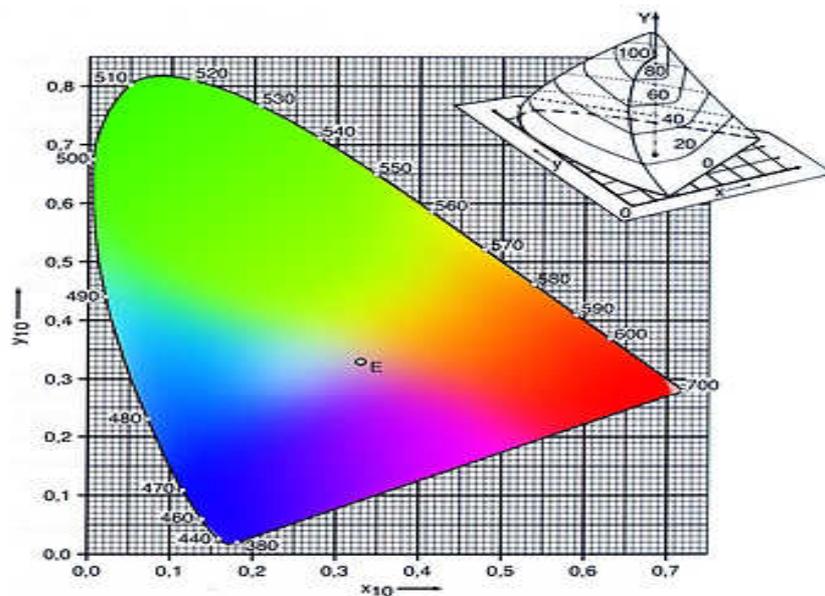


Abb.2.8.6.2 Der Cie-Lab Farbraum [128]

2.8.7 Das CIE–Lab–System

Anschaulicher als das Normvalenz-System ist das CIE–Lab–System [128,134]. CIE steht für Commission internationale d'éclairage. Das CIE-Lab-Farbraumsystem basiert auf dem Lab-Farbraumsystem. Es orientiert sich an den physiologischen Eigenschaften der menschlichen Wahrnehmung und nicht an physikalischen Messgrößen. Daher kommt es zu einer parabelförmigen Farbtafel, da das menschliche Auge aufgrund seiner Anatomie und Physiologie nicht in der Lage ist, alle tatsächlich möglichen Farbtöne wahrzunehmen bzw. zu unterscheiden. So gibt die L^* -Achse dieses Systems die Helligkeit einer Farbe, die a^* -Achse den Rot-Grün-Anteil und die b^* -Achse den Gelb-Blau-Anteil. Die L^* -Werte sind grundsätzlich positiv, und liegen zwischen 0(=Idealschwarz) bis 100(=Idealweiß). Rote Farben haben dementsprechend positive a^* -Werte, grüne Farbtöne negative a^* -Werte. Positive b^* -Werte entsprechen gelbe Farbtönen, negative b^* -Werte Blautönen [128,134]. Der Betrag eines jeden Wertes ist proportional zur Sättigung [128,136]. Bestimmt wird die Entfernung zweier Punkte voneinander, berechnet wird Ihre Differenz. Dieser Farbabstand wird mit ΔE angegeben. Das Vorzeichen der Differenz gibt die Veränderungsrichtung hierbei an. Zur besseren visuellen Veranschaulichung:

Die geometrische Bedeutung der Differenzbeträge wird in DIN 55981 und ISO 787–25 für nahezu unbunte Farben verwendet. Für bunte Farben definiert DIN 6174 eine Aufspaltung des Gesamtfarbabstandes ΔE nach Helligkeit, Farbe und Sättigung.

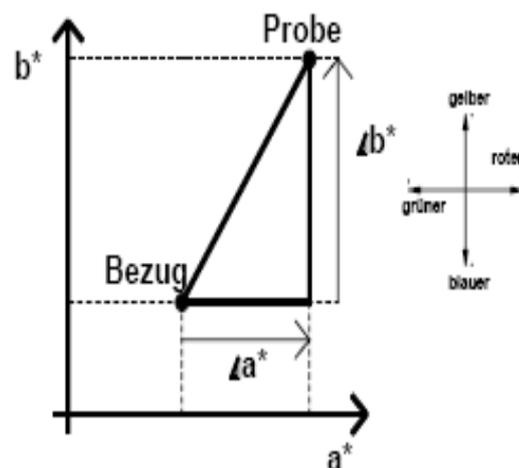


Abb. 2.8.7.1 [97]

Berechnung der jeweils einzelnen Parameter.

$$\Delta L = L^*_{\text{ist}} - L^*_{\text{soll}}$$

$$\Delta a = a^*_{\text{ist}} - a^*_{\text{soll}}$$

$$\Delta b = b^*_{\text{ist}} - b^*_{\text{soll}}$$

$$\Delta E_{ab} = \sqrt{(\Delta L^*{}^2 + \Delta a^*{}^2 + \Delta b^*{}^2)}$$

wobei gilt:

$$\Delta L = L^*_P - L^*_B \quad P = \text{Probe} \quad B = \text{Bezug} [76,91]$$

Die jeweiligen Werte sind folgendermaßen einzustufen:

$\Delta E < 1$ = sehr klein (wird vom menschlichen Auge nicht wahrgenommen)

1–2 = klein (nur durch geschultes Auge sichtbar)

2–3,5 = mittel (auch von nicht geschultem Auge sichtbar)

3,5–5 = deutlich sichtbar

> 5 = sehr deutlich sichtbar [59,75,139]

Laut KAPPERT [74] sind Unterschiede um den Wert 1 für das menschliche Auge noch differenzierbar, was der o.a. Einteilung je nach Betrachtungsweise nicht widerspricht [75,76,77,134].

3. Problemstellung

Das Ziel dieser Arbeit ist es folgende Typen von polymerisierbarem Material, ein Hybridkomposit, ein Ormocer und ein Kompomer, auf Farbstabilität zu überprüfen. Es werden unterschiedliche Bedingungen geschaffen und die Ergebnisse, die aus den unterschiedlichen Bedingungen resultieren miteinander verglichen.

Diese unterschiedlichen Bedingungen sind:

- die Art der Füllungsmaterials (Hybridkomposit, Ormocer, Kompomer)
- der Polymerisationsmodus (konstant, exponentiell)
- die Polymerisationszeit (10s, 20s, 60s)
- Lagerzeit in Wasser bei 37 °C (1d, 7d, 180d)
- der Alterungsmodus
 - Alterung mittels SUNTEST (EN ISO 7491) über 24 Stunden, danach dunkle Lagerung in destilliertem Wasser bei 37 ± 1 °C im Wärmeschrank
 - dunkle Lagerung in destilliertem Wasser bei 37 ± 1 °C im Wärmeschrank
- die Farbmessungen und Berechnung der ΔL , Δa , Δb und ΔE -Werte jeweils 90 min nach Prüfkörperherstellung sowie nach 1 Tag(d), 7 Tagen(d) und 180 tagen (d) nach Versuchsbeginn

Das Ziel ist es herauszufinden, welche Bedingungen maßgeblich für die Farbstabilität welchen Materials verantwortlich sind, welche Bedingungen unerlässlich sind, um Farbstabilität zu erreichen und die Ergebnisse mit früheren Studien zu vergleichen und zu bewerten.

4 Material und Methode

4.1 Materialien und Geräte

Die Versuchsmaterialien werden in Tabelle 4.1.1 gezeigt. Von Admira und Compoglass F wurden die Farbe A 3, von TetricEvoCeram die Farbe A 3,5 verwendet, da Tetric Evo Ceram nicht in A 3 erhältlich ist.

Material	Charge	Zusammensetzung	Hersteller
Admira (Ormocer) Literatur: [111,154]	540267	<ul style="list-style-type: none"> Matrix: Aromatische und aliphatische Dimethacrylate, Methacrylat-funktionalisierte Polysiloxane Anorganische Füller: Ba-Al-Glas, pyrogenes SiO₂, Füllstoffanteil: 78 Masse-% (~ 56 Vol-%) Photoinitiator: Campherchinon Synergist: KI 	Voco GmbH, Cuxhaven, Deutschland
Compoglass F (Compomer) Literatur: [90]	H09924	<ul style="list-style-type: none"> Matrix: Urethandimethacrylat, Tetraethylenglycoldimethacrylat und cycloaliphatisches Dicarbonsäuredimethacrylat Anorganische Füller: Ba-Al-Fluorosilikat Glas, pyrogenes SiO₂, ZrO₂, YF₃, Füllstoffanteil: ca. 77 Masse-% (~ 55 Vol-%) Photoinitiator: Campherchinon Synergist: KI 	Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein
TetricEvoCeram (Hybrid) Literature: [107]	H03360	<ul style="list-style-type: none"> Matrix: UDMA, Bis-GMA, Bis-EMA Anorganische Füller: Ba-Glas, Al₂O₃, Yb₃, pyrogenes SiO₂, Füllstoffanteil: 48.5 Masse-% Präpolymerisat gefüllt mit pyrogenem SiO₂, Füllstoffanteil: 34.0 Masse-% Photoinitiator: Campherchinon, Diphenyl-(2,4,6-trimethylbenzoyl)-phosphinoxid Synergist: Tertiäre Amine 	Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein

Tab. 4.1.1 Bis-GMA =Bisphenol-A-dimethacrylat, UDMA =Urethandimethacrylat, TEGDMA =Triethylenglycoldimethacrylat, KI =Keine Information

4.1.2 Lichtpolymerisationsgerät

Zur Polymerisation wurde die LED-Lampe bluephase® (Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Lichtenstein), eine LED-Hochleistungspolymerisationslampe zur Erzeugung von energiereichem Blaulicht im Wellenlängenbereich von 430–490nm, eingesetzt [65]. (Auf die kontinuierliche Benutzung des Warenzeichens wird im weiteren Verlauf der Arbeit verzichtet.) Dieses Gerät ist mit 3 programmierbaren Belichtungsprogrammen, dem HIP, High-Power-Modus, konstant hohe Belichtungsintensität von 1100mW/cm², dem LP, Low-Power-Modus, reduzierte Lichtintensität von 650mW/cm² und einem SOF, Soft-Start-Modus, bei dem die Lichtintensität innerhalb der ersten 5s auf 650mW/cm² und dann auf 1100mW/cm² exponentiell ansteigt, ausgestattet. Die Einstellungen sind auf einem Display kontrollierbar. Die bluephase hat alle 10s ein Akustiksignal und über eine Speicherfunktion können die zuletzt verwendeten Polymerisationsmodi abgerufen werden. Die Bedienung erfolgt kabelfrei durch Akkubetrieb und der Ladestand des Akkus kann mit einer Ladestandsanzeige kontrolliert werden. Eine Kontrolle der Lichtleistung mit einer in die Ladestation eingebauten Lichtmesszelle ist möglich.

4.1.3 Farbmessgerät

Für die Farbmessungen wurde das Spektralphotometer X-Rite SP 62 (X-Rite GmbH, Köln, Deutschland) verwendet. Es handelt sich hierbei um ein tragbares Spektralphotometer mit integrierter Ulbrichtkugel, welches die Messwerte im Cie-LAB-System wiedergibt.

4.1.4 Suntest

Es wurde das Gerät Suntest CPS+ (Atlas Material Testing Technology GmbH, Linsengericht, Deutschland) eingesetzt. Das Gerät enthält eine luftgekühlte Xenonlampe, bei einer Bestrahlflächenkapazität von 560cm². Bestrahlungsstärken von 300–800nm sind stufenlos einstellbar, ebenso die Bestrahlungsintensitäten von 250mW/cm² bis 765mW/cm². Auch misst und zeigt das Gerät die jeweilige Proben-

raumtemperatur an und ermöglicht das Messen, Regeln und Anzeigen der Schwarzstandardtemperatur. Es dient der Untersuchung von Witterungseinflüssen auf Prüfkörper, insbesondere unter Sonnenlichtbedingungen. Diese Simulation des Alterungsprozesses dient der Untersuchung der Farbveränderung unter Licht- und Wärmeeinfluss [43,72,73,75,98,159,160]. Für unsere Messreihen wurde das Gerät gemäß DIN ISO 7049 auf 24 Stunden Bestrahlungsdauer bei 1,5kW und einer Beleuchtungsstärke von 150000 Lux programmiert.

4.1.5 Gerät zur Messung der Lichtstärke

Als Gerät zur Messung der Belichtungsintensität der bluephase wurde das Curing-Light-Meter der Firma Bengliogl Dental, Ankara, Türkei eingesetzt. Hierbei handelt es sich um ein Digitalphotometer.

4.2 Methoden und Versuchsdurchführung

4.2.1 Übersicht

Es wurden 288 Prüfkörper, je 96 Prüfkörper für jedes verwendete Material hergestellt. Von diesen 96 Prüfkörpern wurden jeweils 48 Prüfkörper dem Suntest unterzogen und danach im Wärmeschrank eingelagert. Die anderen 48 Prüfkörper wurden nur im Wärmeschrank eingelagert. Von den 48 Prüfkörpern einer Testreihe wurden je 24 im exponentiellen Modus und je 24 im konstanten Modus bestrahlt. Diese 24 Prüfkörper einer Bestrahlungsreihe wurden nochmals unterteilt in 3 Bestrahlungsreihen zu je 8 Prüfkörpern. Diese wurden unterschiedlich lange, nämlich 10s, 20s und 60s der Bestrahlung ausgesetzt. Farbmessungen der Proben wurden jeweils 90 min nach Herstellung (=L_{ist}), 1d, 7d und 180d später durchgeführt. Zur Übersicht dient das folgende Schema zur Versuchsanordnung:

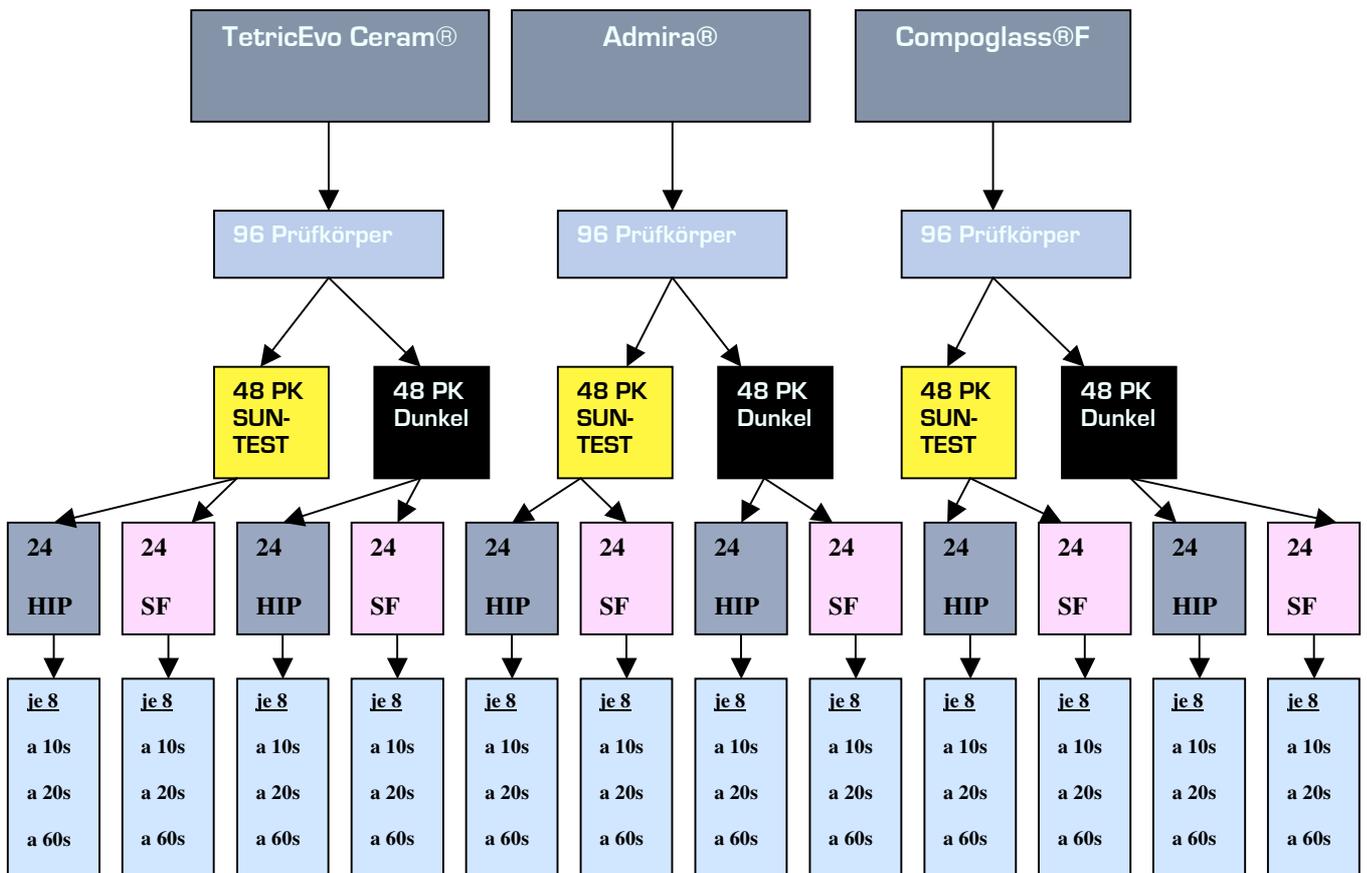
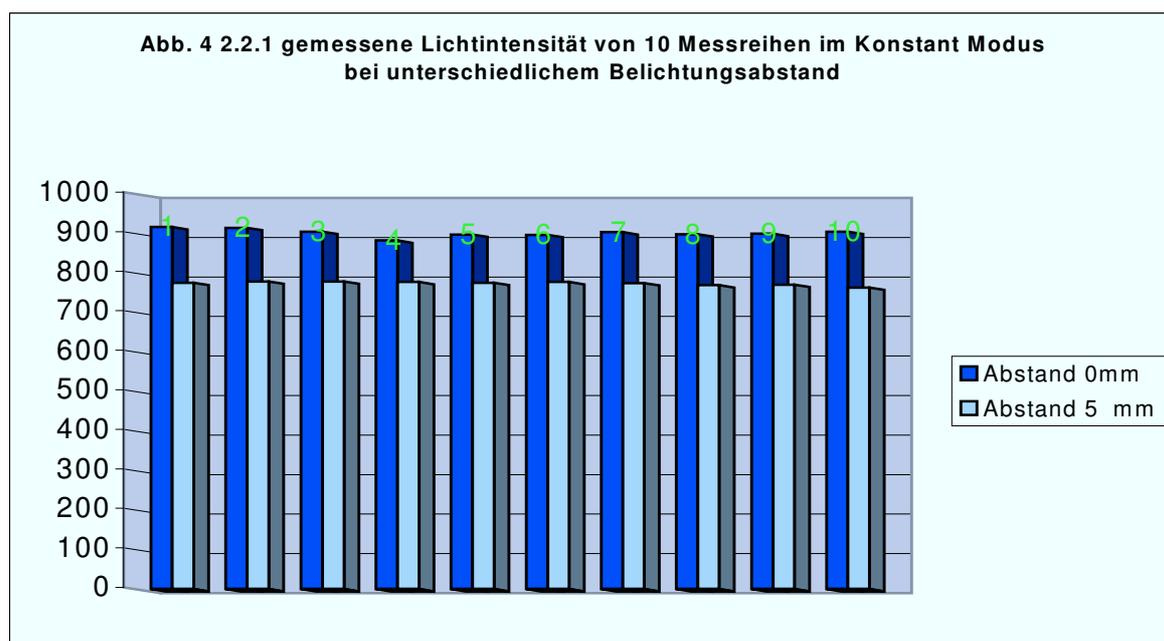


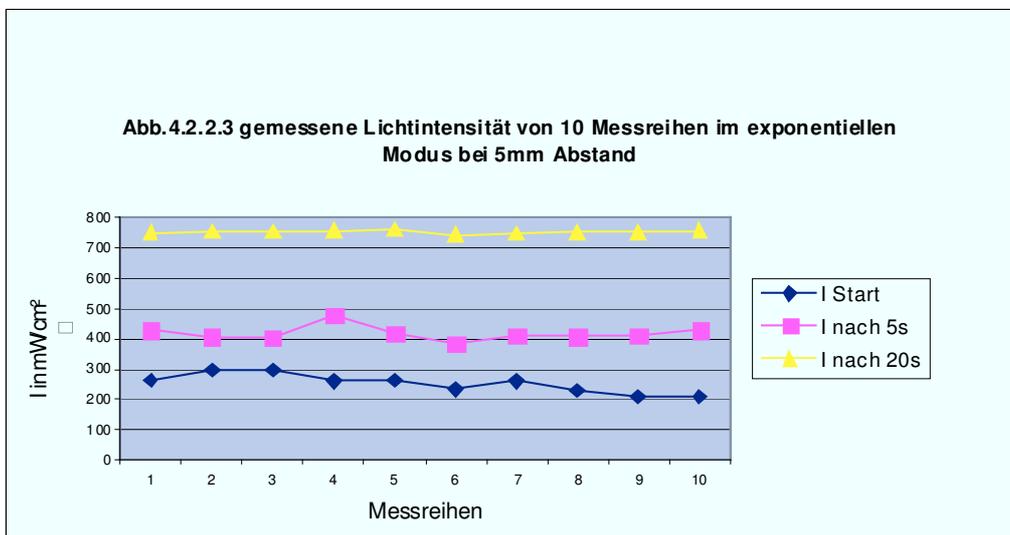
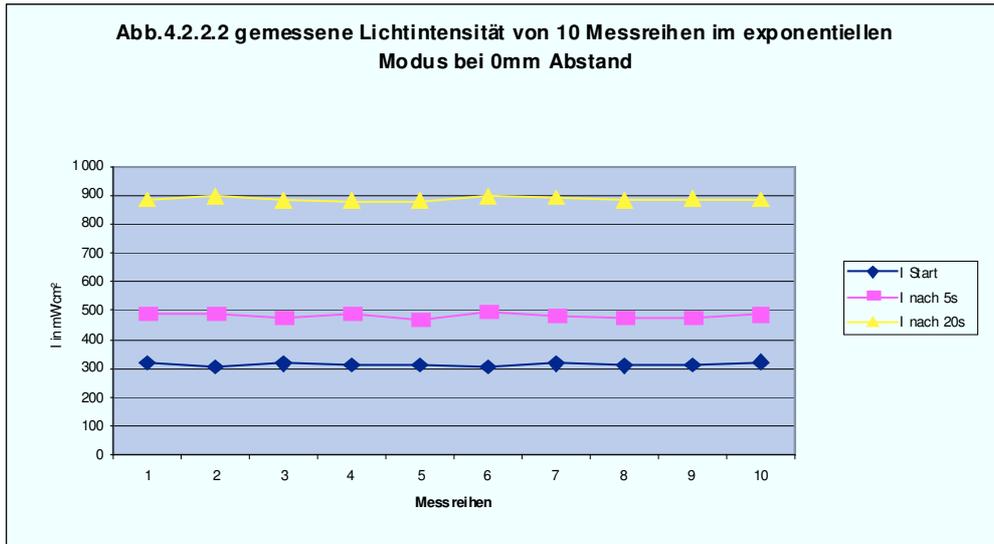
Abb. 4.2.2.1 Versuchsanordnung[HIP = konstante Polymerisation, PK = Prüfkörper, SF = exponentielle Polymerisation]

4.2.2 Vorversuche

Da in dieser Arbeit 5mm Belichtungsabstand aufgrund der Prüfkörpergröße und der gewünschten vollständigen Bestrahlung in einem Arbeitsgang erforderlich waren, wurden einige Vorversuche zur Sicherstellung einer gleichmäßigen Belichtungsleistung unternommen. Hierzu wurden je 10 Messreihen bei auf dem Messgerät aufgesetztem Lichtleiter (Abstand 0mm) mit den Curing Light Meter einmal im konstanten Modus und einmal im exponentiellen Modus, durchgeführt. Die Werte wurden jeweils bei Start der Lampe und nach 20s gemessen, um einen eventuellen Leistungsabfall bei Betrieb auszuschließen. Die im exponentiellen Modus ermittelten Werte wurden zusätzlich noch nach 5s ermittelt, um die exponentielle Steigerung der Lichtleistung zu berücksichtigen. Diese Werte wurden gleich 100%, also Maximalleistung der bluephase gesetzt und dienten als Referenzwerte. Die Mittelwerte des konstanten Modus betragen $900 \pm 9,6\text{mW/cm}^2$. Im exponentiellen Modus lagen die Mittelwerte zunächst bei $310 \pm 5,3\text{mW/cm}^2$, nach 5s bei $481 \pm 8\text{mW/cm}^2$ und nach 20s bei $886 \pm 9,2\text{mW/cm}^2$ (siehe Abb.4.2.2.1). In den Abbildungen 4.2.2.1-3 wurde bewusst auf die Standardabweichungen verzichtet, da aufgrund der geringen Abweichungen (s.o.) die Darstellung suboptimal wäre.



Bei einer Belichtungsentfernung von 5mm verändert sich die Belichtungsleistung prozentual wie folgt: Im exponentiellen Modus lag die Startleistung bei 5mm Abstand bei ca. 81% ($\sim 253\text{mW/cm}^2$), nach 5s bei ca. 87% ($\sim 418\text{mW/cm}^2$) und nach 20s bei ca. 86% ($\sim 754\text{mW/cm}^2$) im Vergleich zur Ausgangsleistung. Im konstanten Modus bei 5mm Abstand wurden anfangs ca. 86% ($\sim 774\text{mW/cm}^2$) und nach 20s erneut ca. 86% ($\sim 773,6\text{mW/cm}^2$) der Gesamtleistung erreicht (siehe auch Abb. 4.2.2.2 und 4.2.2.3):



Außerdem wurde durch die Vorversuche festgestellt, dass nur mit vollem, bzw. maximal halbvollem Akkuladezustand die entsprechenden o.a. Intensitäten zu erreichen waren. Daher wurde der Akkuladezustand nach Herstellung einer Messreihe jedes Mal überprüft und bei unzureichendem Akkuladezustand die Herstellung der Prüfkörper unterbrochen und erst dann fortgesetzt, wenn eine ausreichende Akkuleistung wieder gewährleistet war.

4.2.3 Prüfkörperherstellung

Die Herstellung der Prüfkörper erfolgte bei Raumtemperatur von 22,0-23,0°C und einer relativen Luftfeuchtigkeit von 50%. Um eine Belichtung der gesamten Probenoberfläche zu gewährleisten, wurden Prüfkörper, in Abweichung zur ISO Norm 4049, mit einem Durchmesser von 10 ± 1 mm hergestellt und einer Dicke von $1 \pm 0,1$ mm. Die Bestrahlung erfolgte bei 5mm Abstand, um das Bestrahlen der gesamten Probe in einem Arbeitsgang zu gewährleisten. Ebenfalls abweichend zu EN ISO 4049 wurden statt der geforderten 5, jeweils 8 Prüfkörper einer Messserie hergestellt, um eine höhere statistische Sicherheit bei der Auswertung zu erreichen. Zur Herstellung der Prüfkörper wurde die in Abbildung 4.2.3.1 gezeigte Form verwendet.

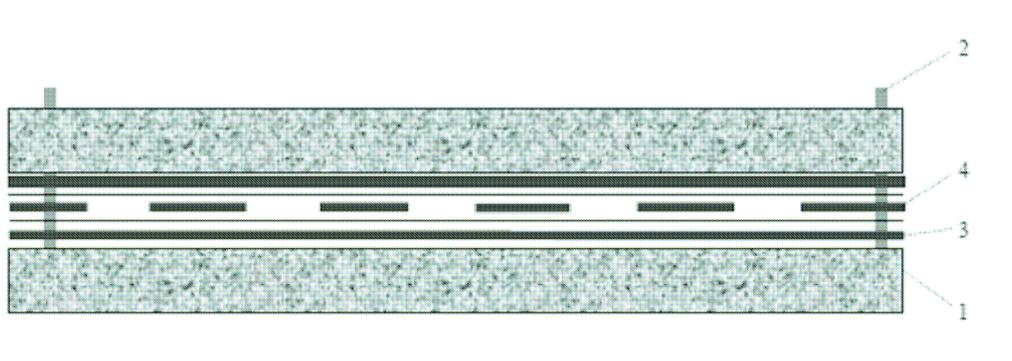


Abb.4.2.3.1 Aufbau der Probenform, Seitenansicht Maßstab 1:1

Diese Form besteht aus einer 10mm dicken Aluminiumbasis(1) mit den Abmessungen 30mm x 140mm, an deren Ecken 4 etwa 3mm durchmessende Stifte(2) parallel zueinander eingearbeitet waren. Auf diese Stifte wurden Schablonen(3, 4) aufgesetzt, die entsprechende Bohrungen für die Stifte hatten. Die Schablonen waren aus Polyoxymethylen (POM) angefertigt. Dieses Material bietet eine gute Dimensionsstabilität, Verwindungssteifigkeit und geht keine Verbindung mit den zu testenden Kunststoffen ein (siehe Abb. 4.2.3.2).

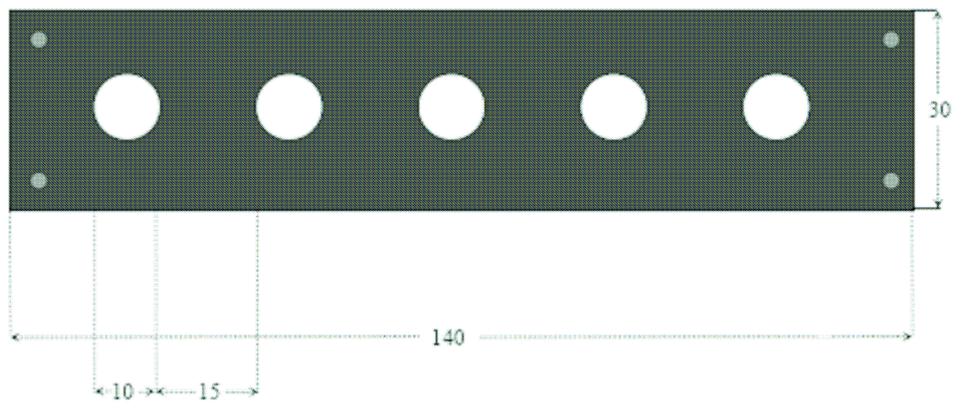


Abb. 4.2.3.2 Probenschablone

Zwischen den Schablonen 3 und 4 wurde ein Streifen lichtdurchlässiger, 0,05mm starker Polyesterfolie gelegt, um die Bildung der Inhibitionsschicht zu verhindern. In die Probenschablone wurde dann 5x eine ausreichende Menge Kunststoff eingebracht, mit dem Spatel blasenfrei verteilt, mit Polyesterfolie abgedeckt und mit Schablone 3 und dem Metallkonter 1 verschlossen. Die verschlossene Form wurde dann in einer Hydraulikpresse 60s lang unter 1bar Druck gepresst. Anschließend wurde der Metallkonter 1 und die Schablone 3 entfernt und die Prüfkörper wurden nach und nach polymerisiert. Benachbarte Prüfkörper wurden mittels einer lichtundurchlässigen Metallplatte abgedeckt, um eine unbeabsichtigte Lichtexposition zu verhindern. Eine Hebebühne und ein Stativ, in dem das Lichtgerät eingespannt war, gewährleisteten den konstanten Bestrahlungsabstand von 5mm während der Polymerisation (siehe Abb.4.2.3.3). Somit war eine gleichmäßig bestrahlte, ausreichend große Belichtungsfläche gewährleistet. Die Polymerisation erfolgte dann nach dem Modus der jeweiligen Versuchsreihe.

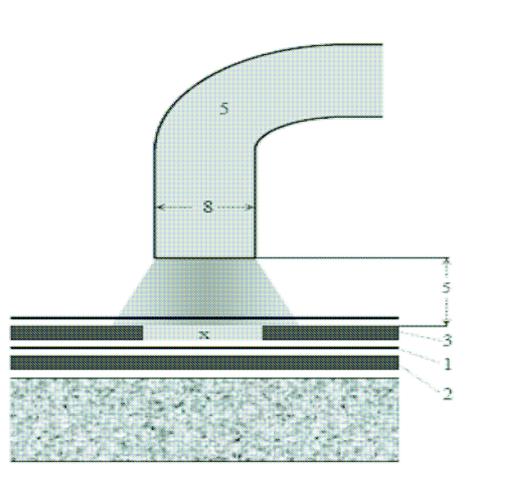


Abb. 4.2.3.3 Bestrahlungsanordnung

Nach der Polymerisation wurden die Prüfkörper aus der Form gedrückt, die Pressfahnen mittels Skalpell entfernt und die Kanten mit einem Handstück bei 5000 Umdrehungen pro Minute mit Schmirgelpapier feinsten Körnung sorgfältig geglättet. Mit dem Skalpell wurden dann rückseitig die Nummern der Prüfkörper von 1-8 eingeritzt. Die fertigen Prüfkörper wurden dann für 90 min bis zur ersten Messung in lichtundurchlässigen schwarzen Filmdosen aufbewahrt. Auf diese Weise wurden alle 288 Prüfkörper hergestellt.

Die zur Lagerung verwendeten Filmdosen wurden auf dem Deckel codiert, um eine eindeutige Zuordnung zur Versuchsreihe zu gewährleisten. Die Codierung erfolgte

1. nach Art des Materials
2. nach Belichtungsmodus,
3. nach Art der Lagerung
4. nach Bestrahlungsdauer.

Siehe hierzu Tab. 4.2.3.3.:

Materialcodierung	Belichtungscodierung	Lagerungscodierung	Bestrahlungsdauer
Tetric Evo Ceram = T	Exponentiell (SF)	Nass =N	10s
Admira = A	Konstant (K)	Suntest = S	20s
CompoglassF = C			60s

Tab. 4.2.3.3

Eine Kennzeichnung von TKS20 bedeutet demnach das Material TetricEvoCeram® wurde im konstant Modus 20s belichtet und dem Suntest unterzogen.

4.2.4 Messserien

Es wurden 2 Messserien durchgeführt, wobei die Startmessung beider Messserien exakt 90min nach Herstellung und Trocken-, Dunkellagerung bei Raumtemperatur erfolgte. Diese hier gewonnenen Messwerte dienen als Referenzwerte L_{ist} . Die weiteren Messungen erfolgten nach dem unten beschriebenen Schema:

N–Messserie

Die Prüfkörper der N–Messserie wurden zwischen den Messintervallen in mit ca. 10ml destilliertem Wasser gefüllte Filmdosen gelegt und in einem Wärmeschrank bei 37 ± 1 °C gegeben. Nach 24 Stunden, 7 und 180 Tagen erfolgten weitere Farbmessungen, wobei die Prüfkörper vor jeder Messung sorgfältig mit einem Zellstofftuch getrocknet wurden.

S-Messserie

Die Prüfkörper der S–Messerien wurden nach der Startmessung dem SUNTEST unterzogen. Hierzu wurden die Prüfkörper nach Belichtungsserien sortiert in das Suntest-Gerät CPS+ gelegt und mittels Aluminiumschienen arretiert, ohne dass die Prüfkörper von diesen Schienen bedeckt waren. Die Prüfkörper wurden mit der bestrahlten Seite nach oben und mit der markierten nach unten im Gerät angeordnet. Die Prüfkörper wurden während des gesamten Belichtungsvorganges mit zirkulierendem, entionisiertem Wasser umspült und waren von diesem ca. 10 ± 5 mm bedeckt. Das Gerät wurde gemäß EN ISO 7491 programmiert und der Suntest wurde durchgeführt. Nach dem Ablauf des Suntests wurden die Prüfkörper dem Gerät entnommen, mittels Zellstofftuch getrocknet und einer erneuten Messung mit dem Spektralphotometer unterzogen. Nach dieser Messung wurden die Prüfkörper analog den Prüfkörpern der N-Messserie in die lichtundurchlässigen Filmdosen gelegt unter Verwendung von jeweils ca. 10ml destillierten Wassers wieder in den Wärmeschrank gestellt. Weitere Messungen erfolgten nach 7 und 180 Tagen.

4.2.5 Farbmessung

Für die Farbmessung wurden die Prüfkörper mit einem Zellstofftuch getrocknet. Das Messfenster des Spektralphotometers hatte einen Durchmesser von 4mm. Als Messhintergrund diente die weiße Standardkachel. Während der Messung lag der Prüfkörper der Kachel direkt auf, so dass eine Lichtbrechung durch ein Luftpolster verhindert wurde. Vor Beginn jeder Messserie wurde das Gerät mittels eines Weiß- und Schwarzstandards kalibriert. Die erste Messung 90min nach Prüfkörperherstellung diente als Referenzmessung für den Ausgangswert L_{ist} . Bei insgesamt 288 Prüfkörpern wurden bei 4maliger Vermessung jedes Prüfkörpers von je 4 Messwerten

insgesamt 1152 Messungen vorgenommen, wobei insgesamt 4608 Messergebnisse berechnet wurden.

4.2.6 Statistische Auswertung

Die statistische Auswertung erfolgte mittels SPSS Software 12.1 (SPSS Software, München, Deutschland). Mittelwerte und Standardabweichungen wurden berechnet. Die Normalverteilung wurde mittels Kolmogoroff–Smirnow-Test überprüft. Drei Wege ANOVA wurden berechnet, um den Einfluss der unabhängigen Faktoren wie Material, Aushärtemodi und Farbwerte zu überprüfen.

Es wurden multiple Farbvergleiche der ΔL -, Δa -, Δb - und ΔE -Werte gemacht mit den vielfältigen Berechnungsmöglichkeiten des ANOVA /SCHEFFE Tests. Innerhalb jeder Gruppe von gleichem Material und gleicher Polymerisationszeit und –modus wurde der Einfluss des SUNTESTs auf die Farbstabilität mit dem Generalized Linear Model (GLM) berechnet und der Wiederholung der Messungen, weil jeder Wert jedes Prüfkörpers gegen denselben gerechnet wurde. Statistisch signifikante Abweichungen wurden festgelegt für alle Tests im Bereich $p < 0,05$.

5.Resultate

5.1 Farbveränderungen nach Art des Füllungsmaterials

Alle hier beschriebenen Ergebnisse sind in den Abbildungen 5.1.1 bis 5.1.6 dargestellt. Tetric Evo Ceram und Admira dunkeln, unabhängig von der Polymerisationszeit und dem Polymerisationsmodus nach 180 Tagen Lagerung, z.T. signifikant zum Ausgangswert und im Vergleich zu Compoglass nach (negative ΔL -Werte). Einzige Ausnahme Tetric Evo Ceram bei 10s Soft-Start Polymerisation (positiver ΔL -Wert). Die Compoglass Proben hingegen werden alle heller (positiver ΔL -Wert), mit Ausnahme der 60s mit konstanter Leistung polymerisierten Prüfkörper. Signifikant sind die Compoglass ΔL -Werte zu den anderen Materialien nach Suntest, 180 Tagen Lagerung im 10s konstant und 20s exponentiell Polymerisationsmodus.

Die Δa Werte sind bei allen Materialien unabhängig von Polymerisationszeiten und – modi größer als die Ausgangswerte. Somit sind die Proben tendenziell mehr rot als zu Beginn der Messungen. Signifikante Abweichungen der Δa Werte zu den anderen untersuchten Materialien ergeben sich nur für das Material Admira bei 10s exponentieller Polymerisation und SUNTEST.

Nach 180 Tagen Lagerung werden nahezu alle Prüfkörper der Materialien Tetric Evo Ceram und Admira gelber (positiver Δb -Wert). Einzig das Material Compoglass wird weniger gelb. Signifikante Werte wurden errechnet für die 10s und 60s exponentiell polymerisierten Prüfkörper von Compoglass im Vergleich zu den anderen Materialien. Die Farbabstandswerte ΔE aller Materialien liegen über dem Toleranzwert >1 , allerdings im für das ungeschulte Auge nicht sichtbaren Bereich. Dieser beginnt erst ab einem ΔE Wert von >3 . Eine Ausnahme bilden die Tetric Evo Ceram 20s und 60s Werte, welche klinisch inakzeptable Werte >3 erreichen. Signifikante ΔE Werte fanden sich bei 10s exponentieller Polymerisation für das Material Admira und Tetric Evo Ceram.

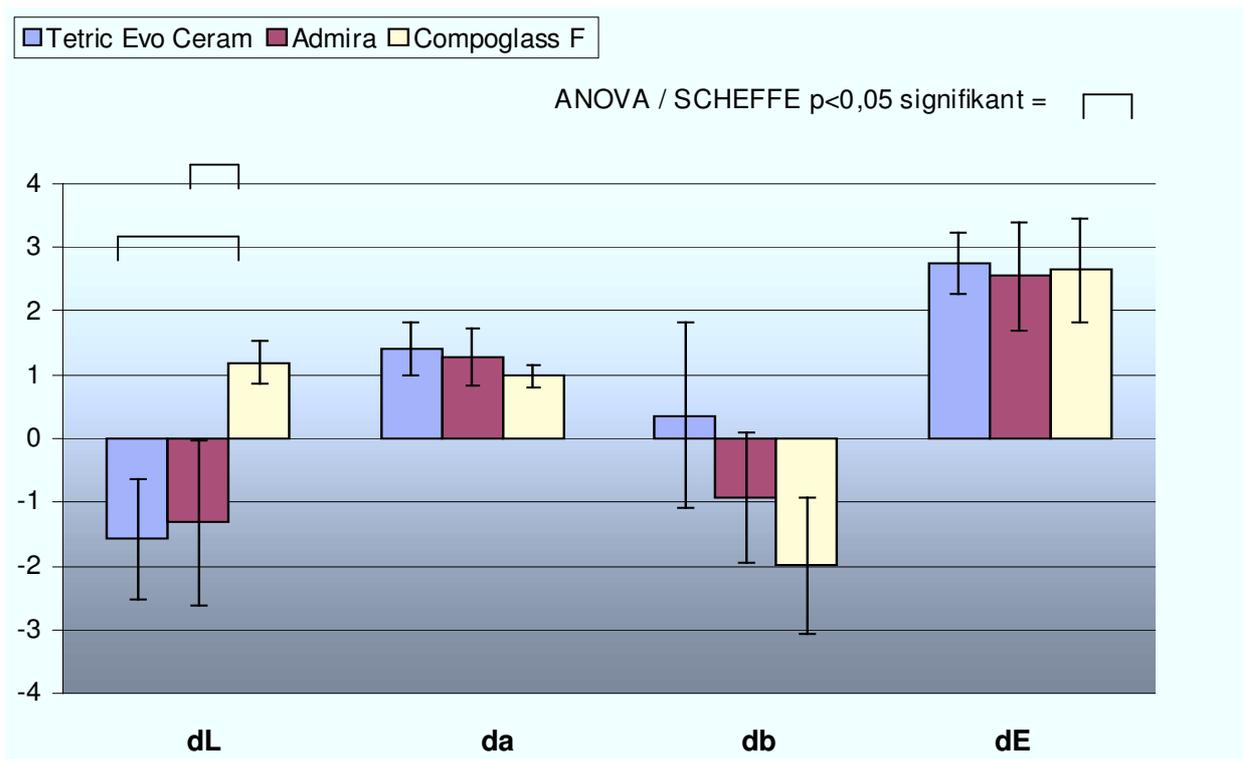


Abb. 5.1.1 Farbveränderungen der untersuchten Materialien nach SUNTEST, 180d Lagerung. Polymerisationszeit der Proben 10s im konstanten Modus.

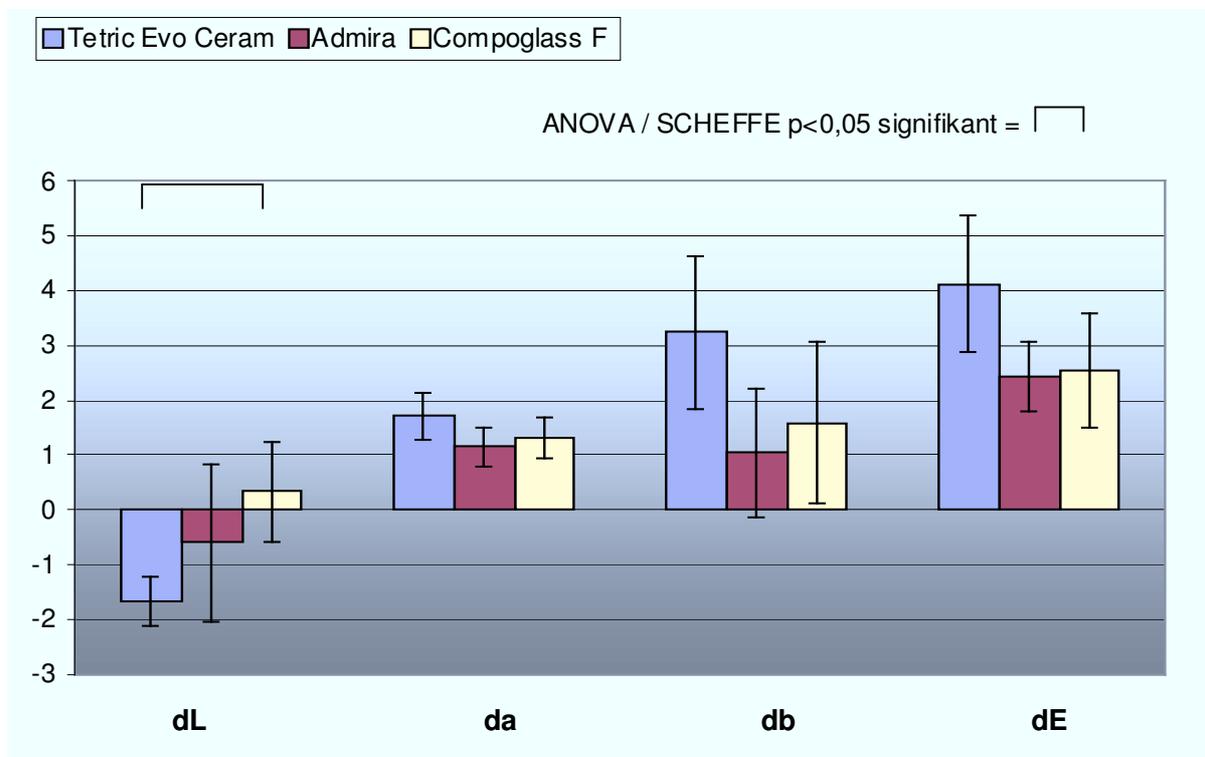


Abb. 5.1.2 Farbveränderungen der untersuchten Materialien nach SUNTEST, 180d Lagerung. Polymerisationszeit der Proben 20s im konstanten Modus.

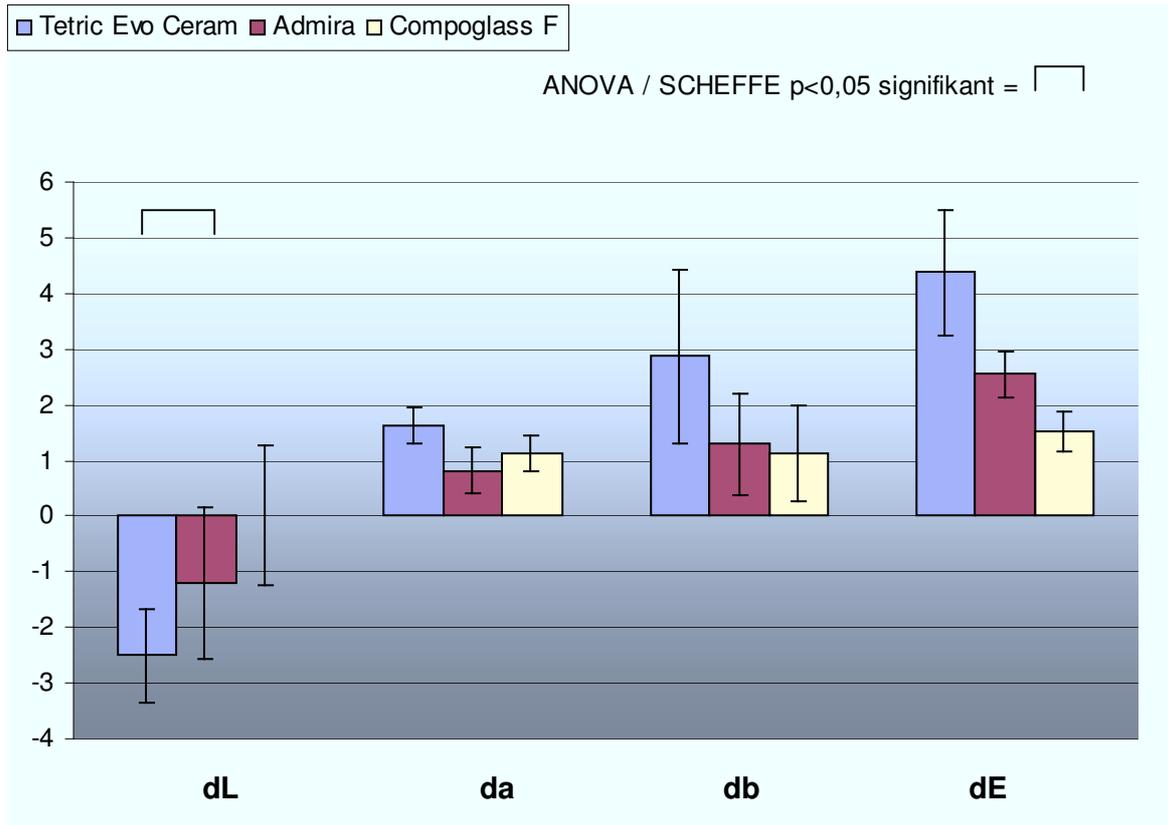


Abb. 5.1.3 Farbveränderungen der untersuchten Materialien nach SUNTEST, 180d Lagerung. Polymerisationszeit der Proben 60s im konstanten Modus.

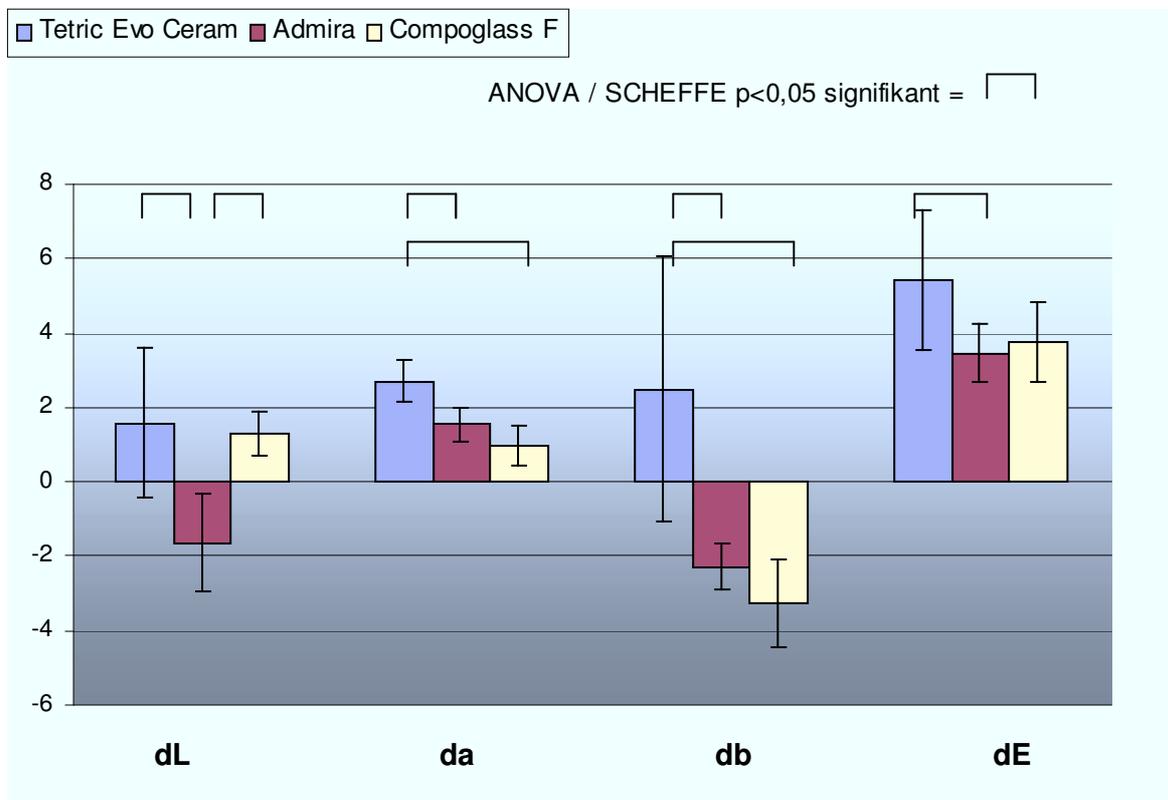


Abb. 5.1.4 Farbveränderungen der untersuchten Materialien nach SUNTEST, 180 d Lagerung. Polymerisationszeit der Proben 10s im Soft-Start Modus.

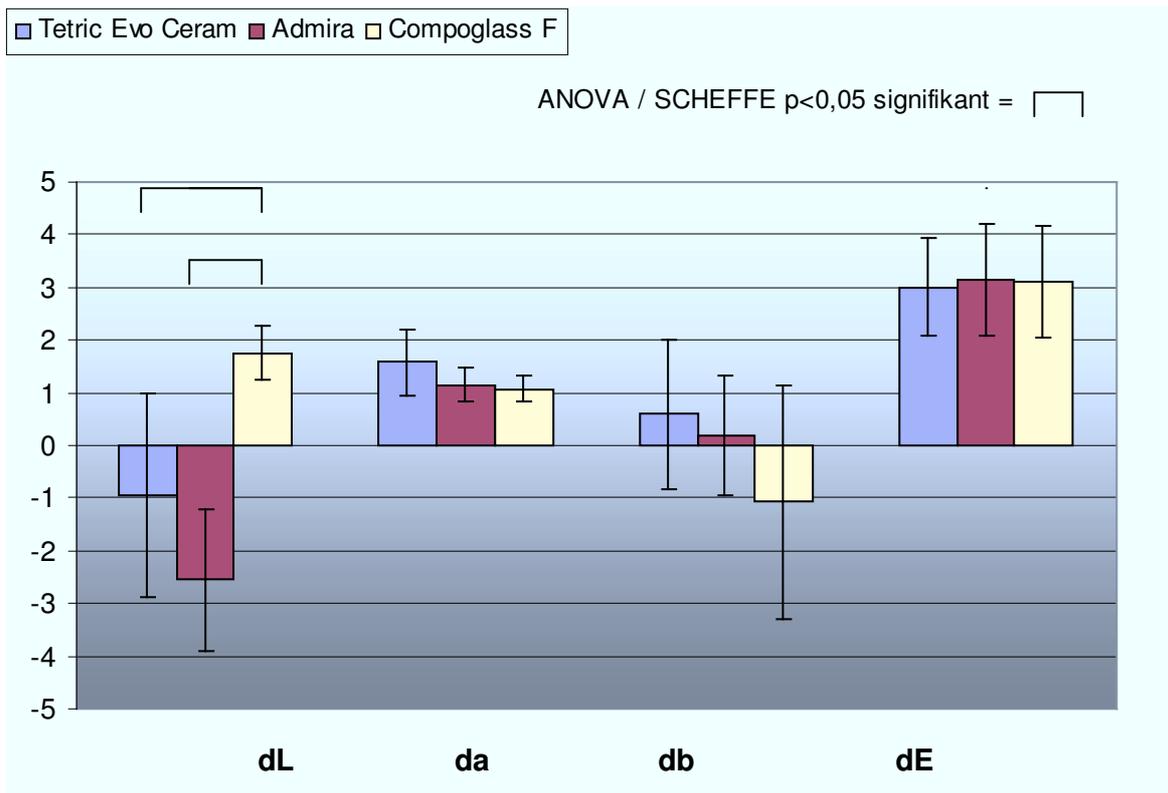


Abb. 5.1.5 Farbveränderungen der untersuchten Materialien nach SUNTEST, 180d Lagerung. Polymerisationszeit der Proben 20s im Soft-Start Modus.

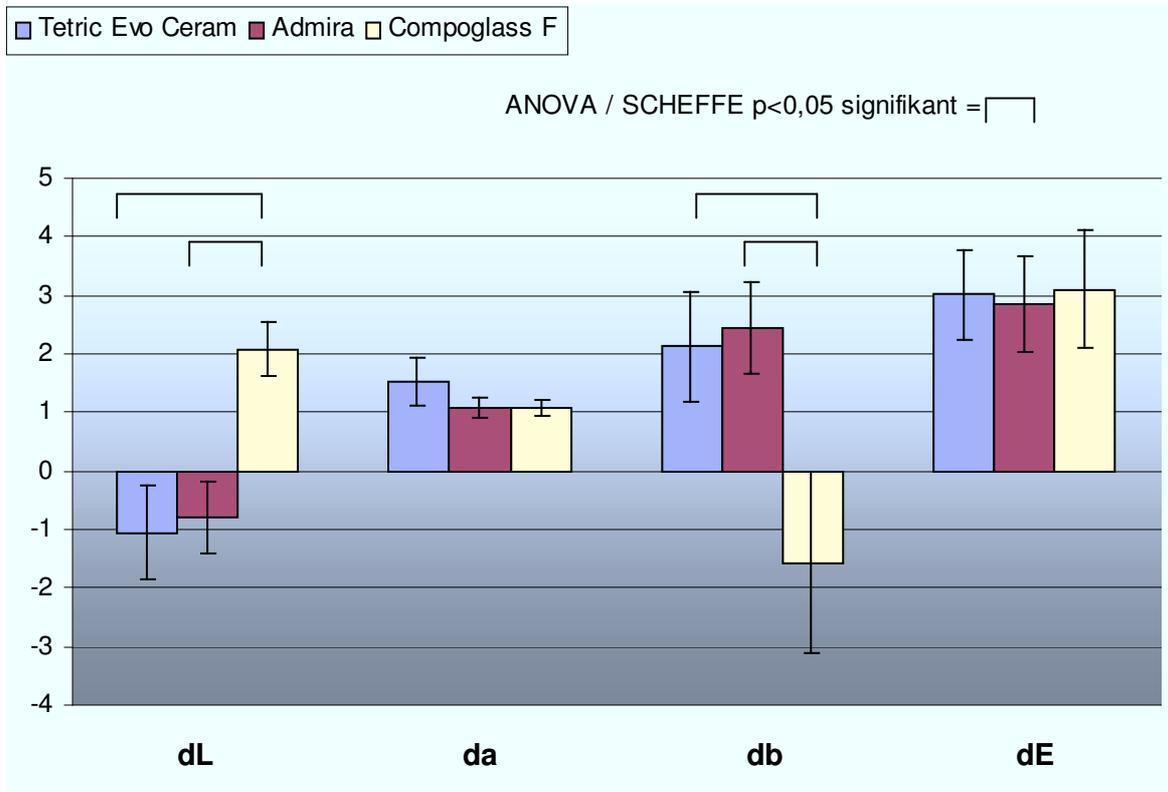


Abb. 5.1.6 Farbveränderungen der untersuchten Materialien nach SUNTEST, 180d Lagerung. Polymerisationszeit der Proben 60s im Soft-Start Modus.

5.2 Farbveränderungen nach Art des Polymerisationsmodus

Die hier beschriebenen Ergebnisse sind in den Abbildungen 5.2.1 bis 5.2.12 dargestellt. Die ΔL Werte der Tetric Evo Ceram Proben werden nach exponentieller Bestrahlung alle heller (positiver ΔL). Signifikant heller werden alle 10s exponentiell polymerisierten Proben. Ab dem siebten Tag dunkeln die exponentiell polymerisierten Prüfkörper nach (ΔL bleibt positiv, Werte werden aber kleiner, Ausnahme 60s exponentiell polymerisierte Proben). Die der konstant polymerisierten Prüfkörper werden alle dunkler (negativer ΔL). Nach 180 Tagen Lagerung dunkeln alle Prüfkörper unabhängig vom Polymerisationsmodus nach. Signifikante Werte finden sich hier nur bei den 10s exponentiell polymerisierten Prüfkörpern.

Bei Admira werden alle Prüfkörper, unabhängig vom Polymerisationsmodus dunkler. Signifikanzen der ΔL Werte gibt es bei Admira nicht. Die Compoglass Proben werden zunächst dunkler, unabhängig vom Polymerisationsmodus. Ausnahmen bilden die Prüfkörper der konstanten 10s, sowie der exponentiellen 60s Polymerisation. Nach 180 Tagen Lagerung werden alle Prüfkörper heller, wobei die Helligkeit der exponentiell bestrahlten Prüfkörper mit der Länge der Polymerisationszeit zunimmt. Hingegen nimmt die Helligkeit der mit konstanter Leistung bestrahlten Proben ab. Signifikante Werte sind die 1 Tag 60s Werte exponentielle versus konstante Polymerisation.

Die Δa Werte aller Proben unabhängig von Aushärtungsmodus werden z.T. signifikant roter. Die höchsten Werte werden hier von Admira und Tetric Evo Ceram bei 10s Belichtungszeit erreicht, wobei die exponentielle Polymerisation höhere Werte erreicht als die konstante. Einzige Ausnahme mit einem negativen Δa Wert bildet Compoglass bei 10s exponentieller Polymerisation mit weniger roten Prüfkörpern. Allerdings wird mit zunehmender Lagerung der Δa Wert wieder positiv. Bei den 1 Tageswerten aller Materialien sind die Werte der 10s exponentiell polymerisierten Prüfkörper signifikant zu allen anderen Werten. Beim Material Tetric Evo Ceram bleibt diese Signifikanz der Werte bis zum 180. Tag. Bei den anderen Materialien verlieren sich die Signifikanzen der Messwerte im Verlauf der Lagerung. Allen Materialien gemein sind die signifikanten Δa Werte der 10s exponentiell polymerisierten Proben, die jeweils zu allen anderen Werten signifikant sind.

Bei den Δb -Werten aller Materialien finden sich die meisten signifikanten Werte im Vergleich zu den anderen gemessenen Parametern. Tetric Evo Ceram und Admira werden im Vergleich zu dem Material CompoglassF mehr gelb. Signifikant weichen alle Messwerte aller Materialien, die 10s exponentiell polymerisiert wurden, ab. Das instabilste Material in Bezug auf die Gelbwerte ist CompoglassF. Hier gibt es bei allen Polymerisationsmodi und -zeiten signifikante Abweichungen.

Die ΔE Werte lagen alle im klinisch akzeptablen Bereich mit Ausnahme der Tetric Evo Ceram Proben nach 10s exponentieller Polymerisation. Alle Messwerte aller 10s exponentiell polymerisierten Tetric Evo Ceram Proben weichen signifikant ab. Das Material Admira erwies sich als farbstabil, hier finden sich die stabilsten Werte. Es treten bei den Farbabstandswerten keine Signifikanzen auf.

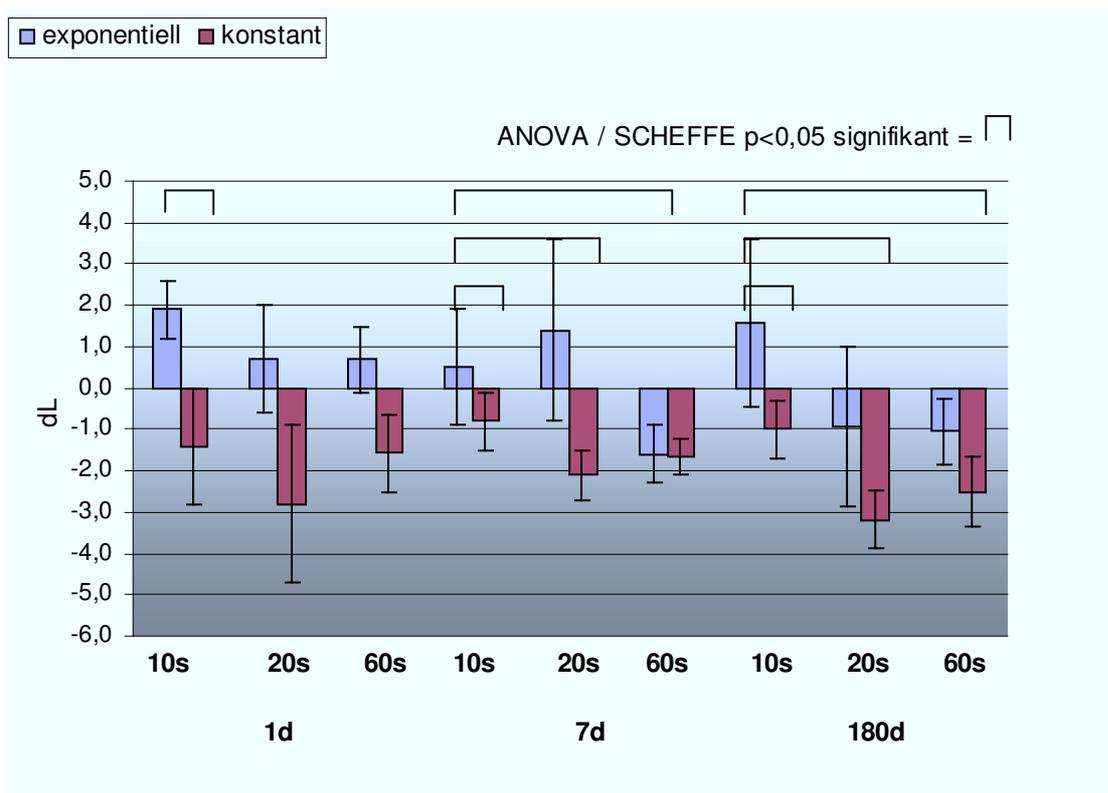


Abb. 5.2.1 Vergleich der ΔL -Werte unterschiedlich bestrahlter Tetric Evo Ceram Proben im Verlauf der Lagerung nach SUNTEST.

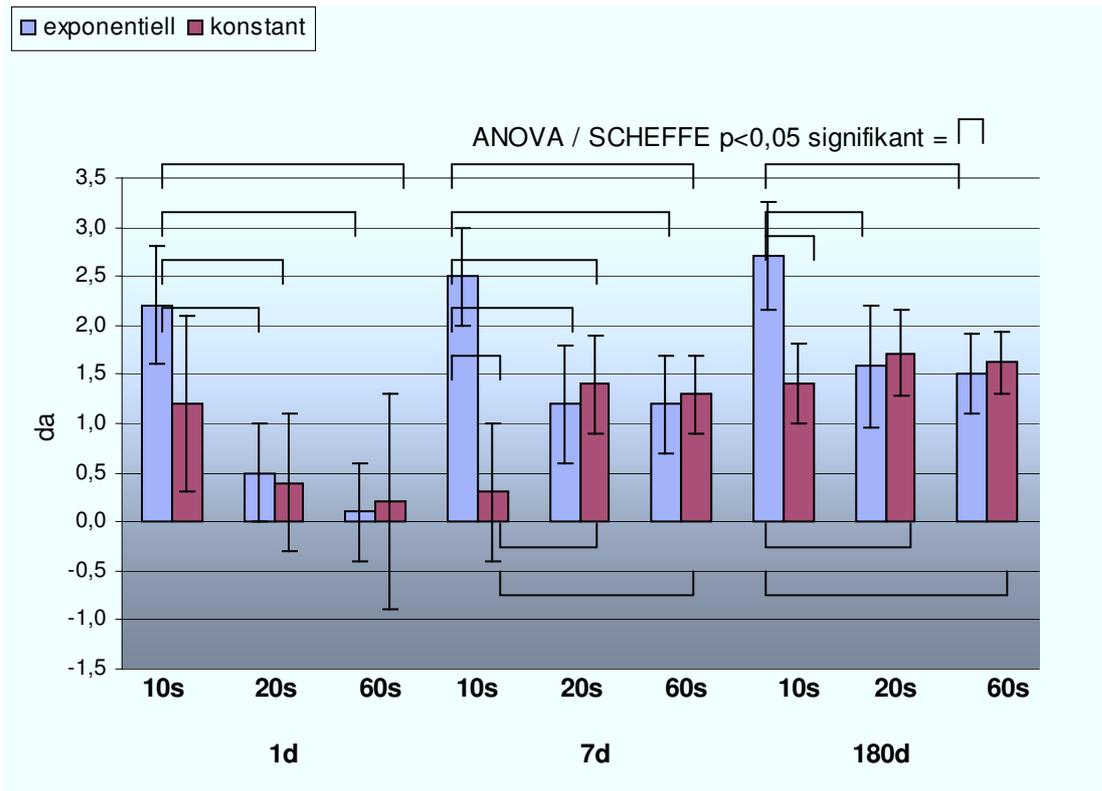


Abb. 5.2.2 Vergleich der Δa -Werte unterschiedlich bestrahlter Tetric Evo Ceram Proben im Verlauf der Lagerung nach SUNTEST.

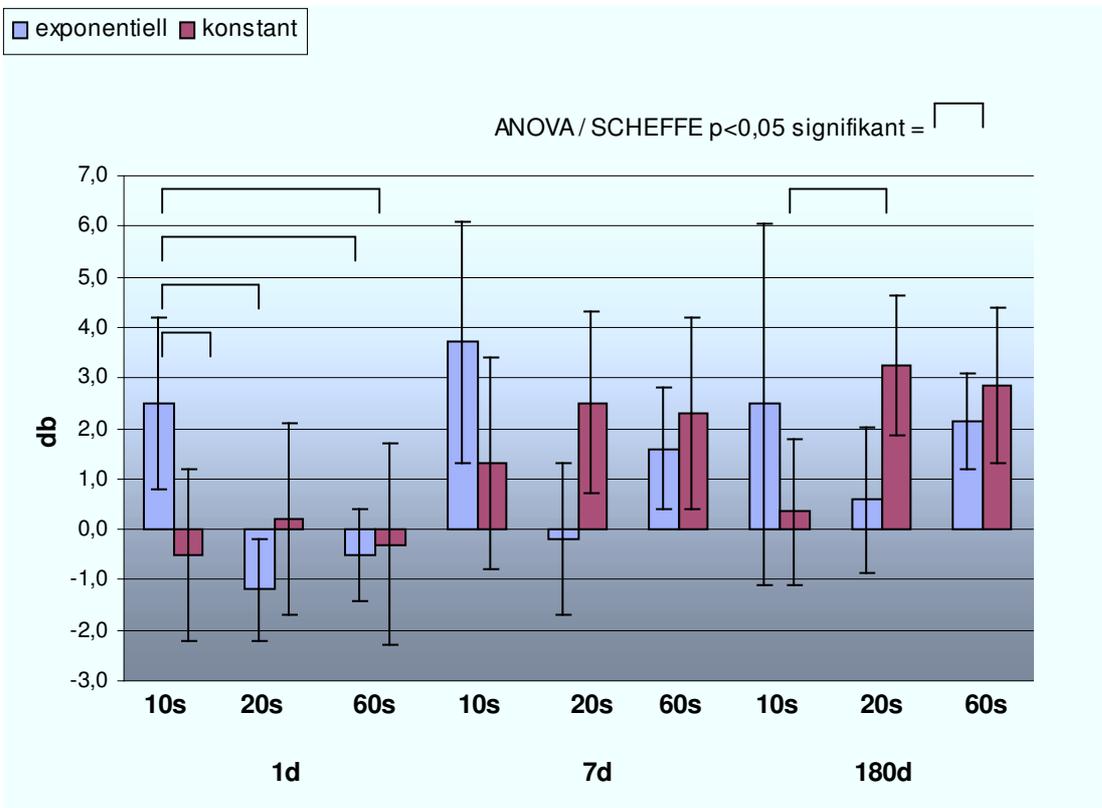


Abb. 5.2.3 Vergleich der Δb -Werte unterschiedlich bestrahlter Tetric Evo Ceram Proben im Verlauf der Lagerung nach SUNTEST.

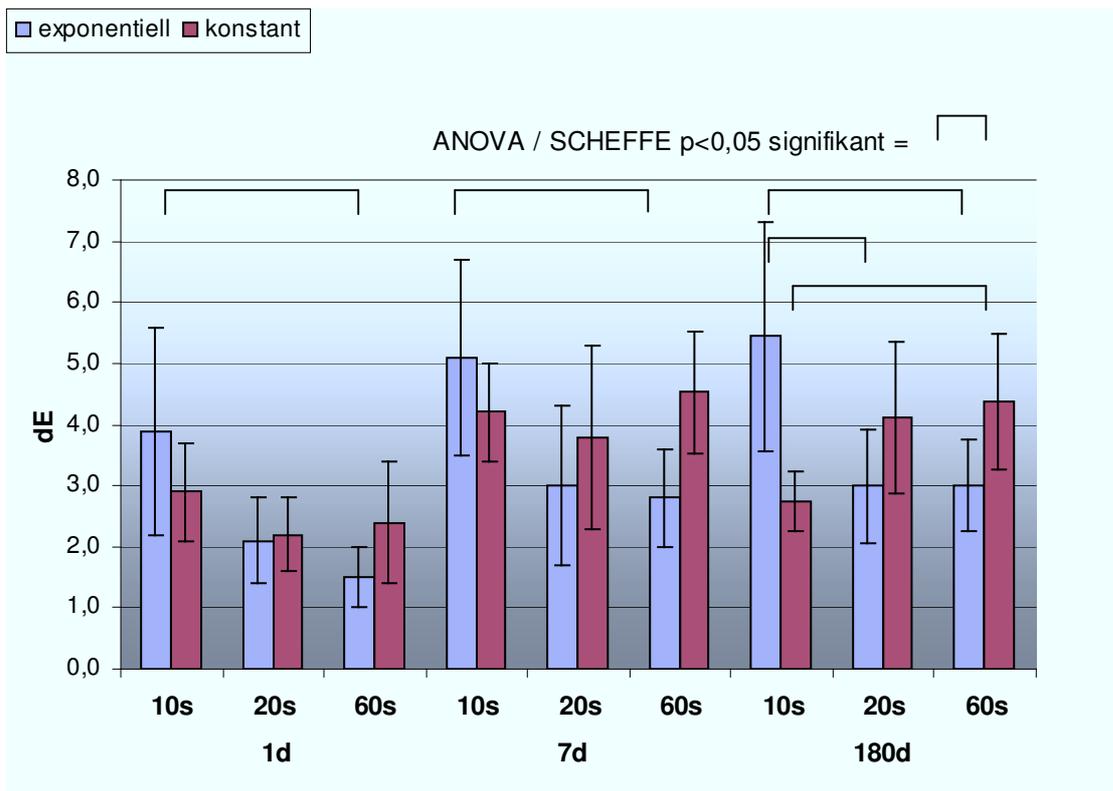


Abb. 5.2.4 Vergleich der ΔE -Werte unterschiedlich bestrahlter Tetric Evo Ceram Proben im Verlauf der Lagerung nach SUNTEST.

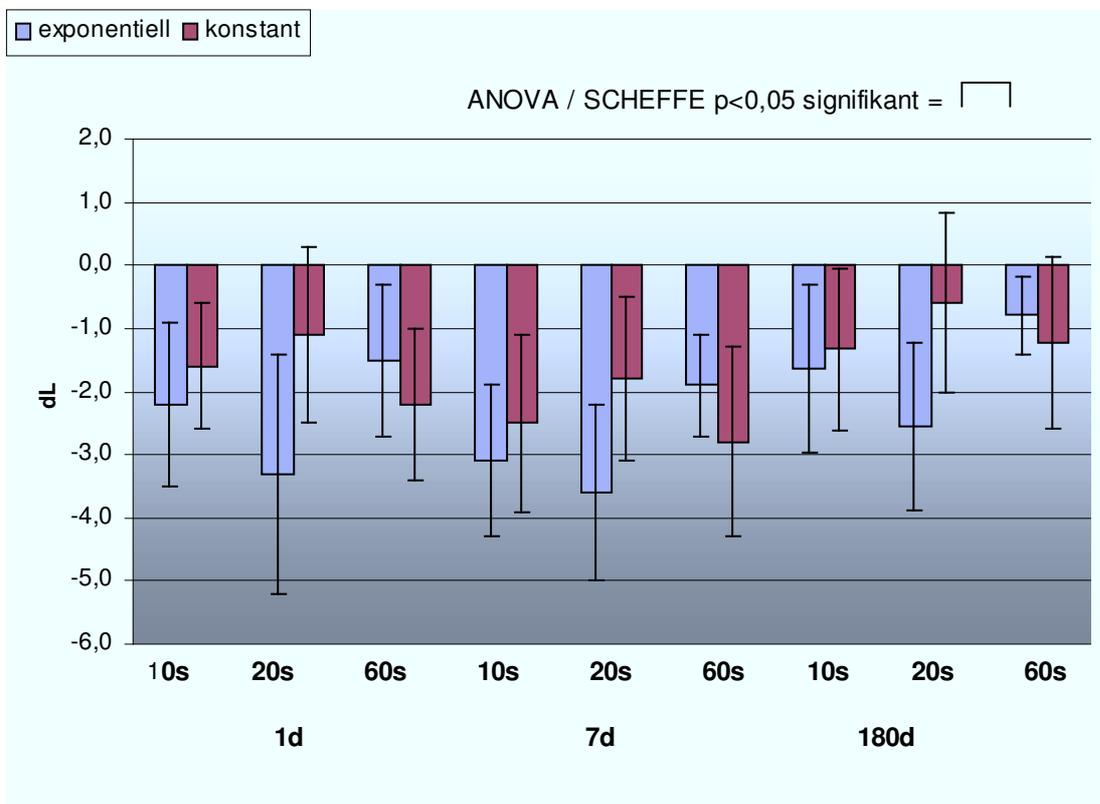


Abb. 5.2.5 Vergleich der ΔL -Werte unterschiedlich bestrahlter Admira Proben im Verlauf der Lagerung nach SUNTEST.

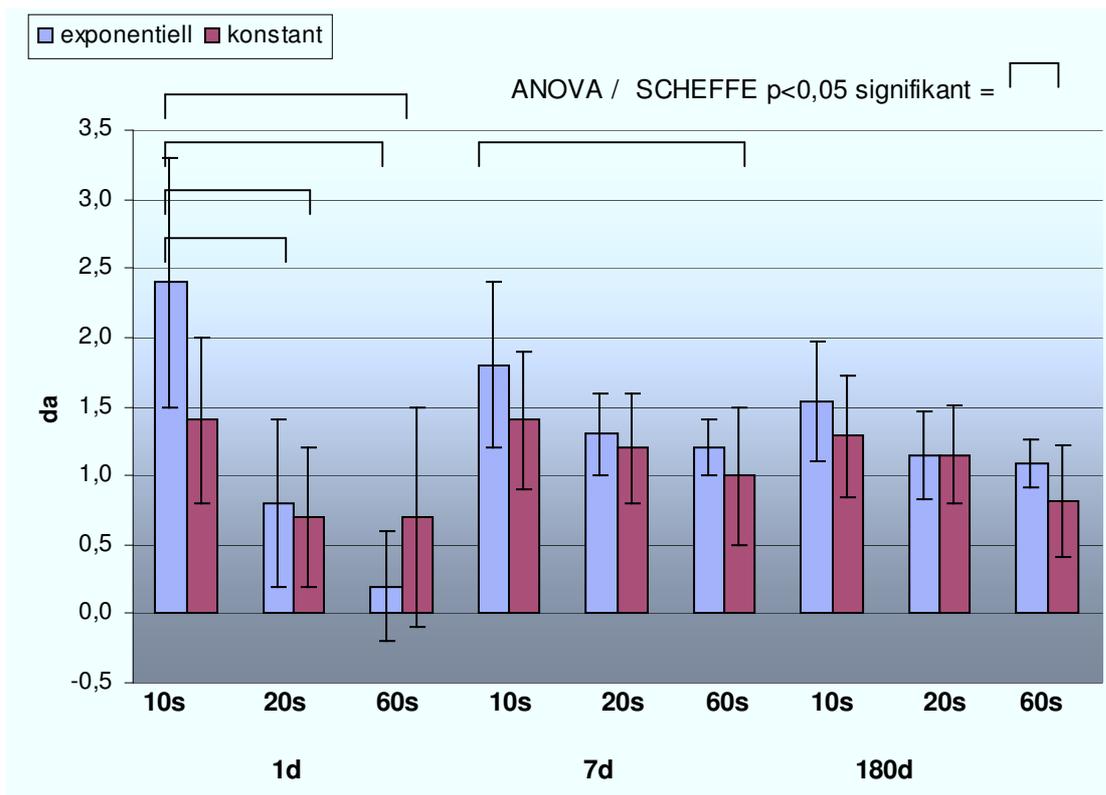


Abb. 5.2.6 Vergleich der Δa -Werte unterschiedlich bestrahlter Admira Proben im Verlauf der Lagerung nach SUNTEST.

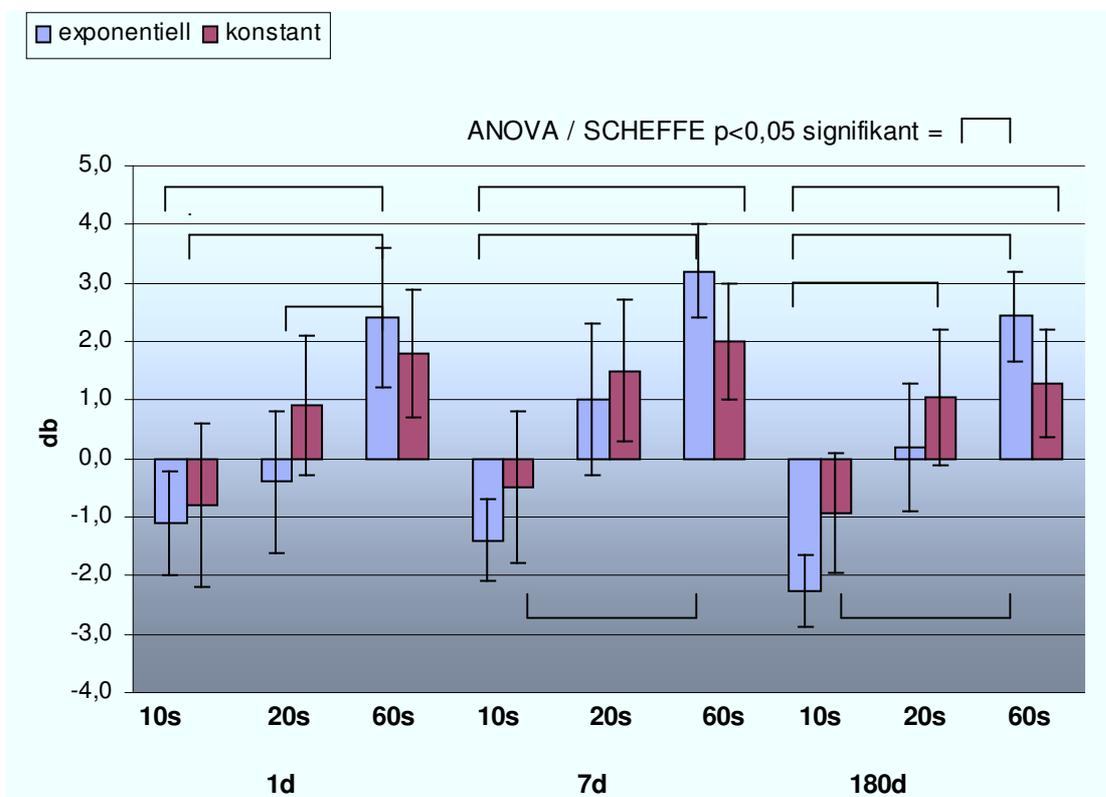


Abb. 5.2.7 Vergleich der Δb -Werte unterschiedlich bestrahlter Admira Proben im Verlauf der Lagerung nach SUNTEST.

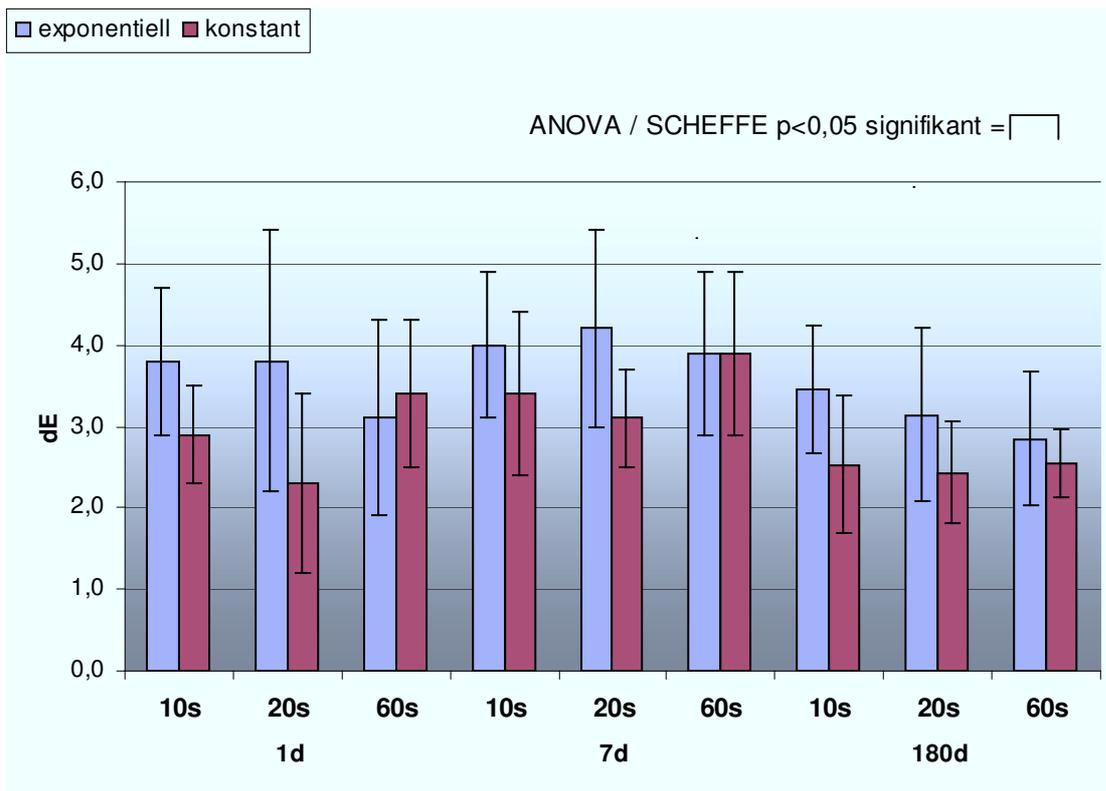


Abb. 5.2.8 Vergleich der ΔE -Werte unterschiedlich bestrahlter Admiral Proben im Verlauf der Lagerung nach SUNTEST.

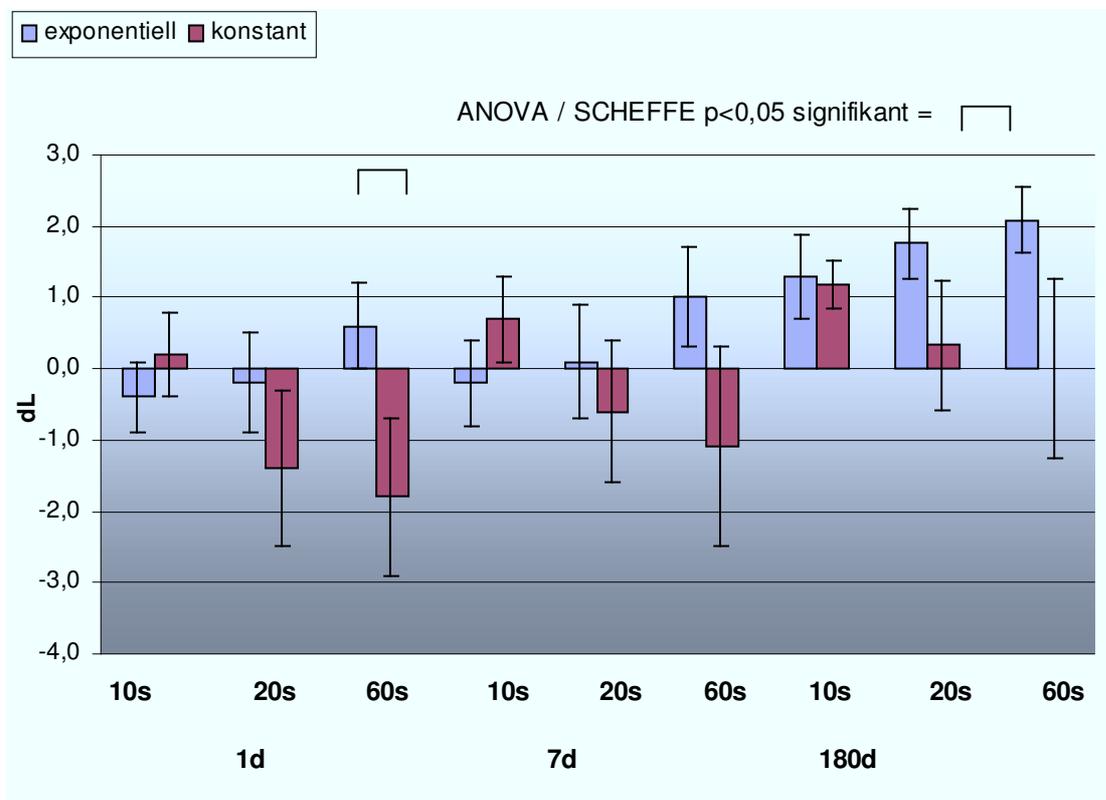


Abb. 5.2.9 Vergleich der ΔL -Werte unterschiedlich bestrahlter CompoglassF Proben im Verlauf der Lagerung nach SUNTEST.

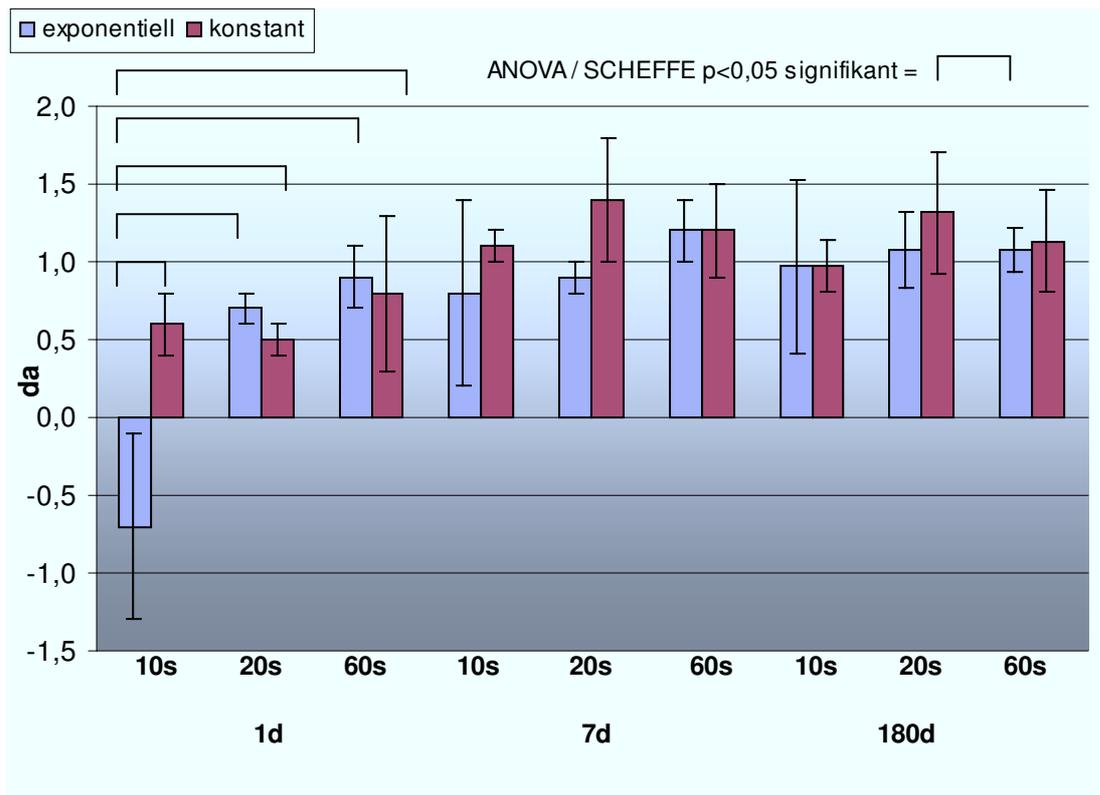


Abb. 5.2.10 Vergleich der Δa -Werte unterschiedlich bestrahlter CompoglassF Proben im Verlauf der Lagerung nach SUNTEST.

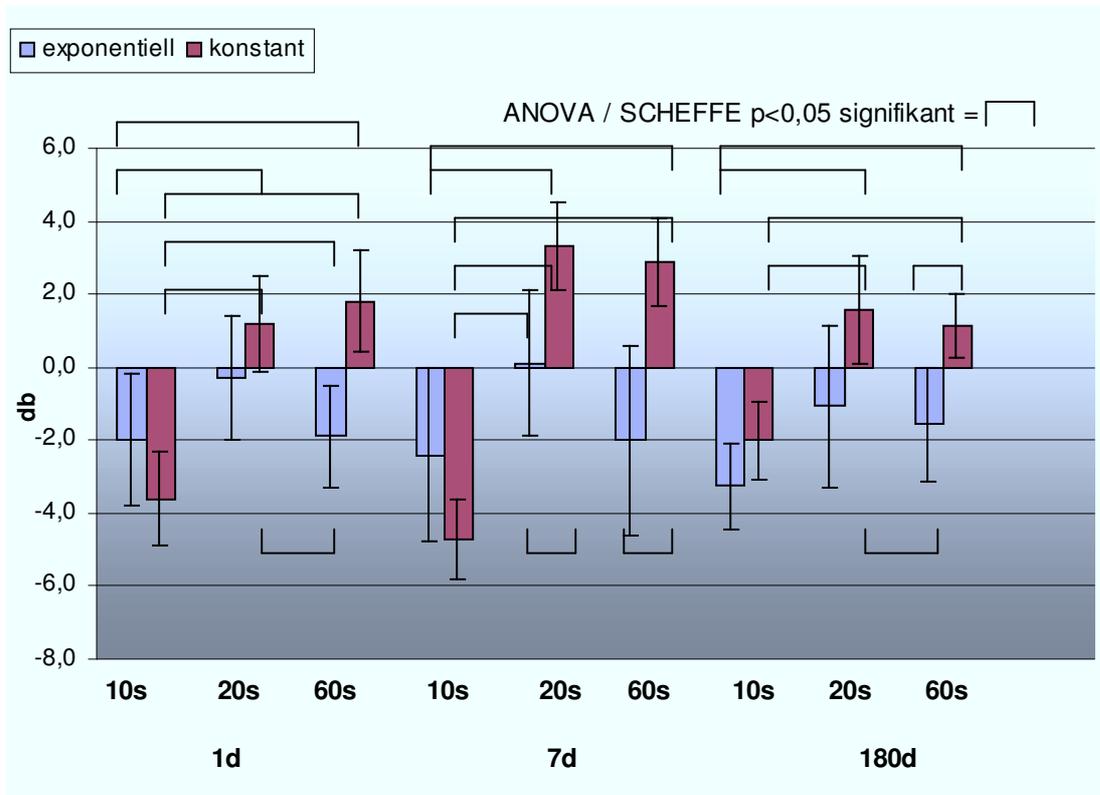


Abb. 5.2.11 Vergleich der Δb -Werte unterschiedlich bestrahlter CompoglassF Proben im Verlauf der Lagerung nach SUNTEST.

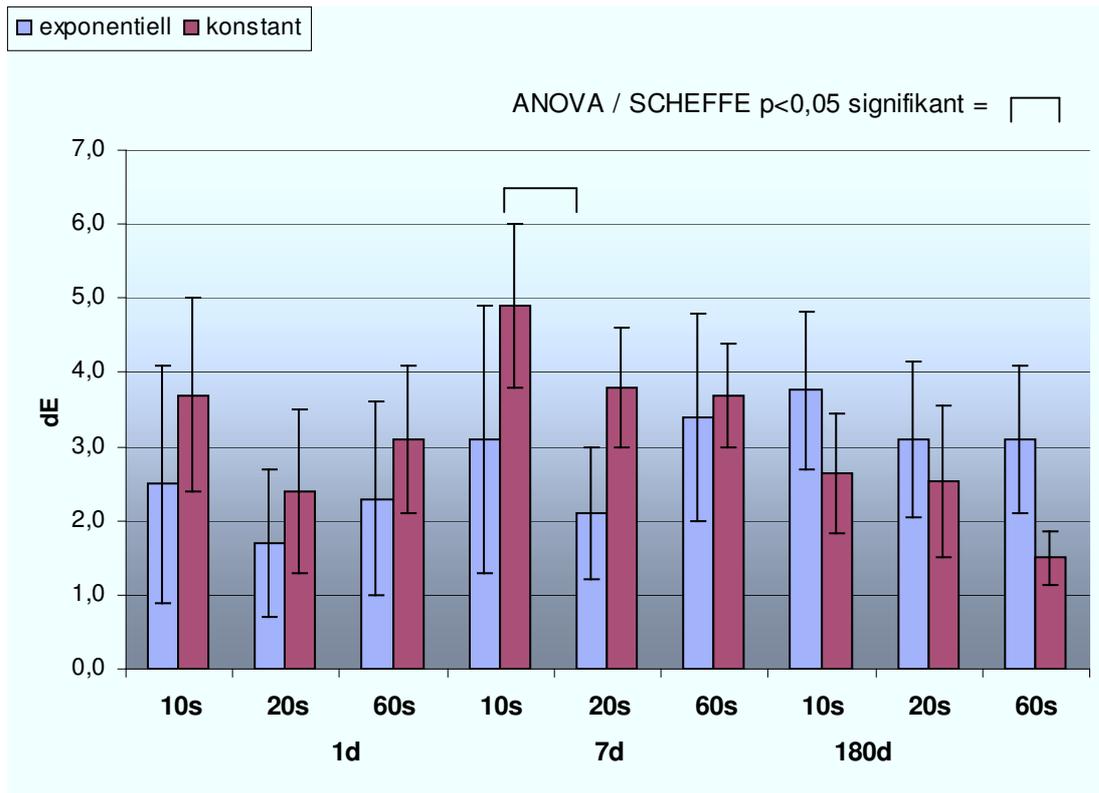


Abb. 5.2.12 Vergleich der ΔE -Werte unterschiedlich bestrahlter CompoglassF Proben im Verlauf der Lagerung nach SUNTEST.

5.3. Farbveränderungen Polymerisationsdauer

Die hier beschriebenen Ergebnisse sind in den Abbildungen 5.3.1 bis 5.3.4 dargestellt. Alle Materialien dunkeln nach (negative ΔL). Einzig CompoglassF weist positive ΔL Werte auf bei 10s, 1 Tag und bei allen Proben nach 180 Tagen Lagerung. Nach einem Tag dunkelt Admira stärker nach, besonders bei 10s und 60s Aushärtungszeit. Mit zunehmender Lagerung sind diese Werte jedoch rückläufig. Signifikante Werte wurden für CompoglassF bei 10s Polymerisationszeit bereits nach einem Tag errechnet, bei allen anderen untersuchten Materialien nach 180 Tagen Lagerung. Bei den länger als 10s polymerisierten Proben waren die Helligkeitsverluste nicht signifikant.

Mit längerer Lagerzeit werden alle Materialien roter. Bei dem Vergleich der Messwerte eines jeden Materials mit sich selbst ergeben sich keine signifikanten Abweichungen. Allerdings sind die Werte von Admira nach 10s Polymerisation am 1. Tag signifikant zu den Werten von Tetric Evo Ceram nach 60s Polymerisation am 1. Tag. Ebenso signifikant sind die Messwerte von Tetric Evo Ceram bei 20s Polymerisation zu den Werten von Admira nach 60s Polymerisation nach 180 Tagen Lagerung.

Die Δb Werte der untersuchten Materialien ergaben ein inhomogenes Bild. So sind die CompoglassF Werte nach 10s Polymerisationszeit zu allen anderen Werten signifikant. Bei kurzen Polymerisationszeiten nimmt die Gelbfärbung bei allen untersuchten Materialien ab. Ab Polymerisationszeiten von 20s nimmt der Gelbwert zu, ebenso mit zunehmender Lagerung. Admira verhält sich signifikant zu CompoglassF bei 10s Polymerisationszeit nach einem Tag. Zu Tetric Evo Ceram nach 180 Tagen Lagerung ist der 10s Admira Wert signifikant zu dem 60s Tetric Evo Ceram Wert.

Die ΔE liegen für alle Materialien und alle Polymerisationszeiten im klinisch akzeptablen Bereich. Signifikant sind die gemessenen Werte von Admira 20s polymerisiert zu den Tetric Evo Ceram 60s polymerisierten nach 180 Tagen Lagerung.

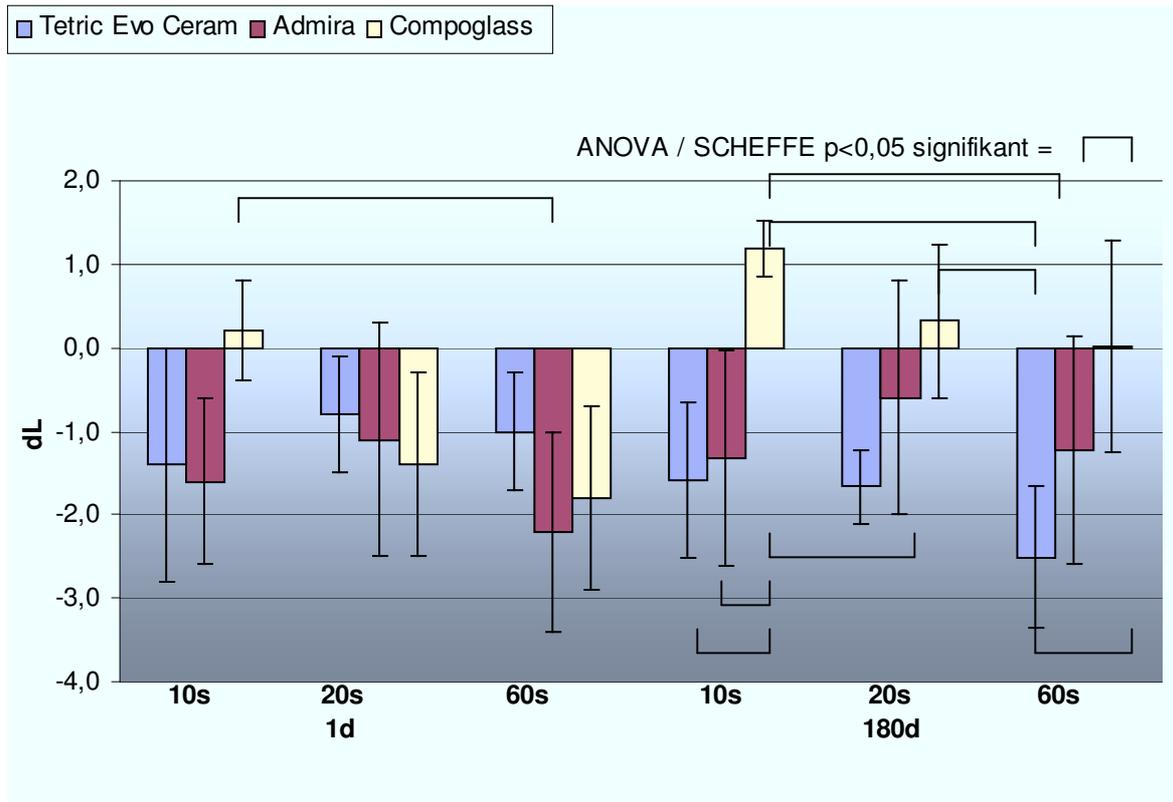


Abb. 5.3.1 Vergleich der ΔL Werte aller Materialien nach unterschiedlicher Polymerisationsdauer, konstanter Bestrahlung und SUNTEST.

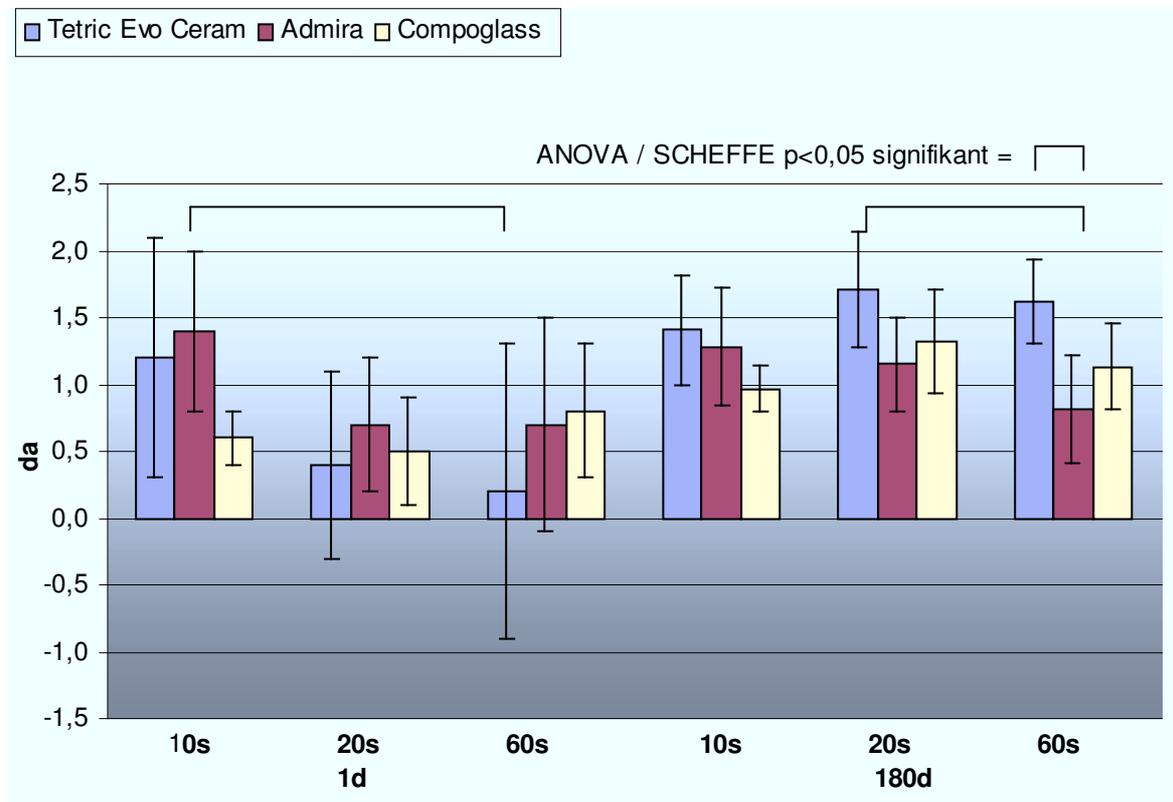


Abb. 5.3.2 Vergleiche der Δa Werte aller Materialien nach unterschiedlicher Polymerisationsdauer, konstanter Bestrahlung und SUNTEST.

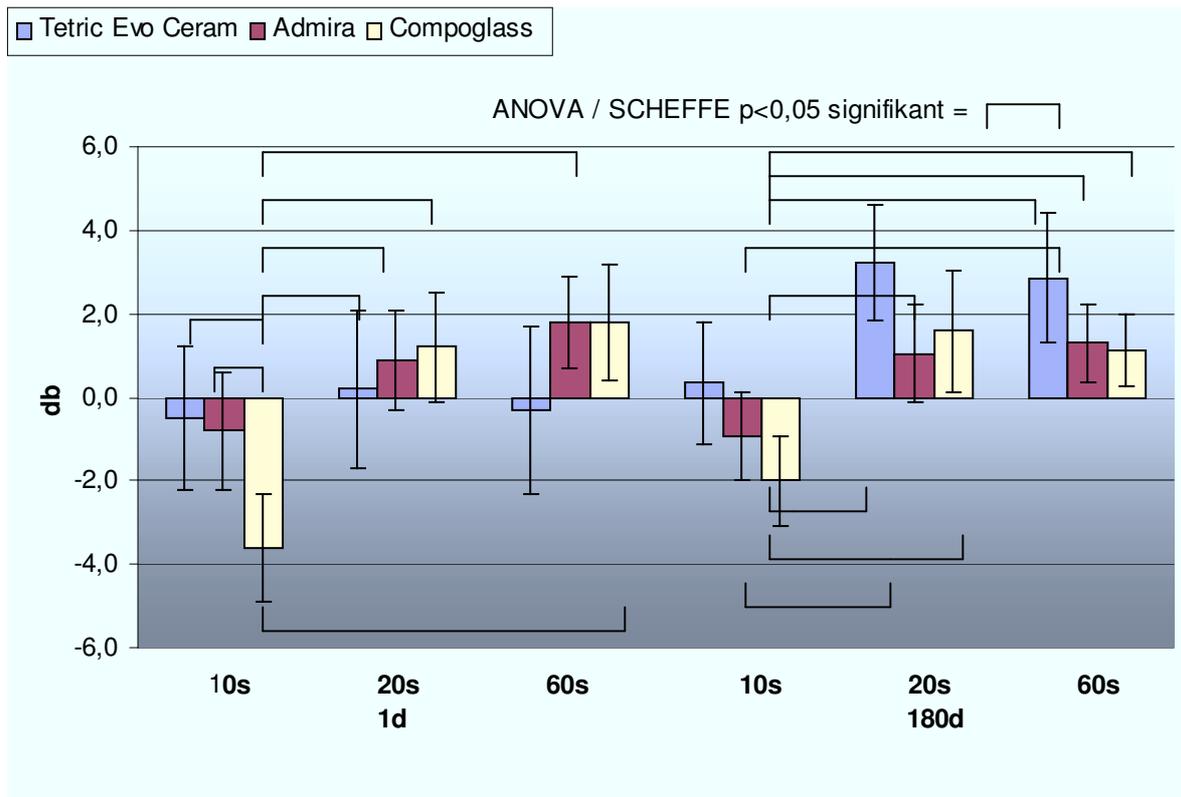


Abb. 5.3.3 Vergleich der Δb Werte aller Materialien nach unterschiedlicher Polymerisationsdauer, konstanter Bestrahlung und SUNTEST.

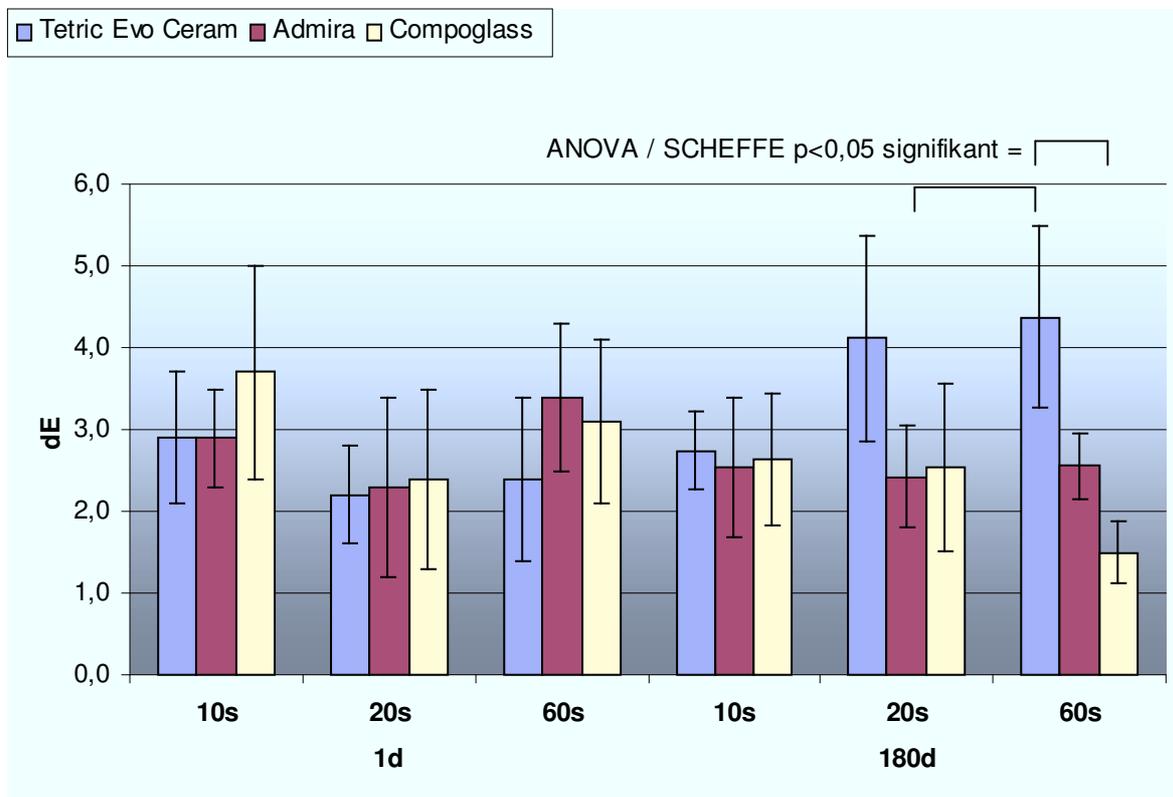


Abb. 5.3.4 Vergleich der ΔE Werte aller Materialien nach unterschiedlicher Polymerisationsdauer, konstanter Bestrahlung und SUNTEST.

5.4 Farbveränderungen nach Art der Alterung

Die hier beschriebenen Ergebnisse sind in den Abbildungen 5.4.1 bis 5.4.12 dargestellt. Tetric Evo Ceram dunkelt unabhängig vom Alterungsprozess nach. Einzige Ausnahme die 10s und 60s Werte nach 1 Tag und Dunkellagerung. Signifikant weichen die 10s Werte nach Suntest von den 60s Werten nach Dunkellagerung ab. Auch bei Admira werden alle Proben dunkler, mit Ausnahme der dunkel, wassergelagerten Proben nach 180 Tagen, egal wie lange sie polymerisiert wurden. Die dem Suntest unterzogenen Proben dunkeln hierbei stärker nach als die dunkel in Wasser gelagerten Proben. Allerdings werden hier keine signifikanten Werte erreicht. Ausnahme die bei 10s Polymerisationsdauer, 180 Tagen gelagerten, dem SUNTEST ausgesetzten Proben, die signifikant zu den Messwerten der dunkel gelagerten Proben abweichen. Bei CompoglassF werden zunächst alle Proben dunkler, unabhängig vom Alterungsprozess. Nach 180d Lagerung werden die Proben wieder heller, allerdings ohne signifikante Werte zu erreichen.

Die Rotwerte der Tetric Evo Ceram Messreihe weisen Unterschiede nach der Art des Alterungsmodus aus. So werden die dunkel in Wasser gelagerten Proben mit zunehmender Lagerung weniger rot, unabhängig von der Dauer der Polymerisation. Die Tetric Evo Ceram Proben die dem SUNTEST unterzogen wurden, werden mit zunehmender Lagerung immer roter. Signifikant waren die Messwerte der 10s dem Suntest unterzogenen Proben zu den 20s in Wasser, dunkel gelagerten Proben nach einem Tag. Weitere Signifikanzen ergaben sich nach 7 Tagen. Nach 180 Tagen waren die Werte der 20s polymerisierten dem SUNTEST unterzogenen Proben signifikant zu den in Wasser dunkel gelagerten 20s Werten. Bei Admira werden alle Proben roter, wobei die dem SUNTEST unterzogenen Proben signifikant höhere Rotwerte erreichen als die in Wasser dunkel gelagerten Proben. Genauso verhält es sich bei Compoglass, allerdings liegen die Werte der dunkel in Wasser gelagerten Proben und die der dem SUNTEST unterzogenen nicht so weit auseinander, dass sich Signifikanzen ergeben.

Die Gelbwerte der Tetric Evo Ceram Proben nehmen alle zu. Signifikante Werte werden nach 180 Tagen Lagerung zwischen den einzelnen Alterungsprozessen erreicht. Bei den dem Suntest unterzogenen Proben ist die Gelbzunahme meist signifikant größer als bei den in Wasser dunkel gelagerten Proben. Bei Admira nehmen

die Gelbwerte mit zunehmender Lagerung ab, wobei die Gelbabnahme bei den in Wasser gelagerten Proben größer ist, aber keine Signifikanzen erreicht. Bei CompoglassF sind alle 10s polymerisierten Proben, die dem SUNTEST unterzogen wurden, signifikant weniger gelb zu allen anderen Proben, unabhängig vom Alterungsprozess. Alle anderen Proben werden gelber und unterscheiden sich nicht signifikant voneinander, unabhängig von Polymerisationsdauer und Alterungsprozess.

Die ΔE Werte weisen Admira als das farbstabilste Material unabhängig vom Alterungsprozess aus, da sich hier keine signifikanten Werte finden. CompoglassF ist auch als farbstabil zu betrachten, auch wenn sich nach 7 Tagen Lagerung die 10s polymerisierten, dem SUNTEST unterzogenen Proben signifikant im Farbabstand von den in Wasser, dunkel gelagerten Proben unterscheiden. Die meisten Signifikanzen finden sich bei Tetric Evo Ceram. Hier unterscheiden sich die dunkel in Wasser gelagerten Proben signifikant von den dem SUNTEST unterzogenen Proben, die 60s polymerisiert wurden. Diese Signifikanz ist auch nach 180 Tagen Lagerung noch vorhanden. Dennoch befinden sich die meisten Farbabstandswerte im klinisch tolerablen, für das ungeschulte Auge nicht sichtbarem Bereich.

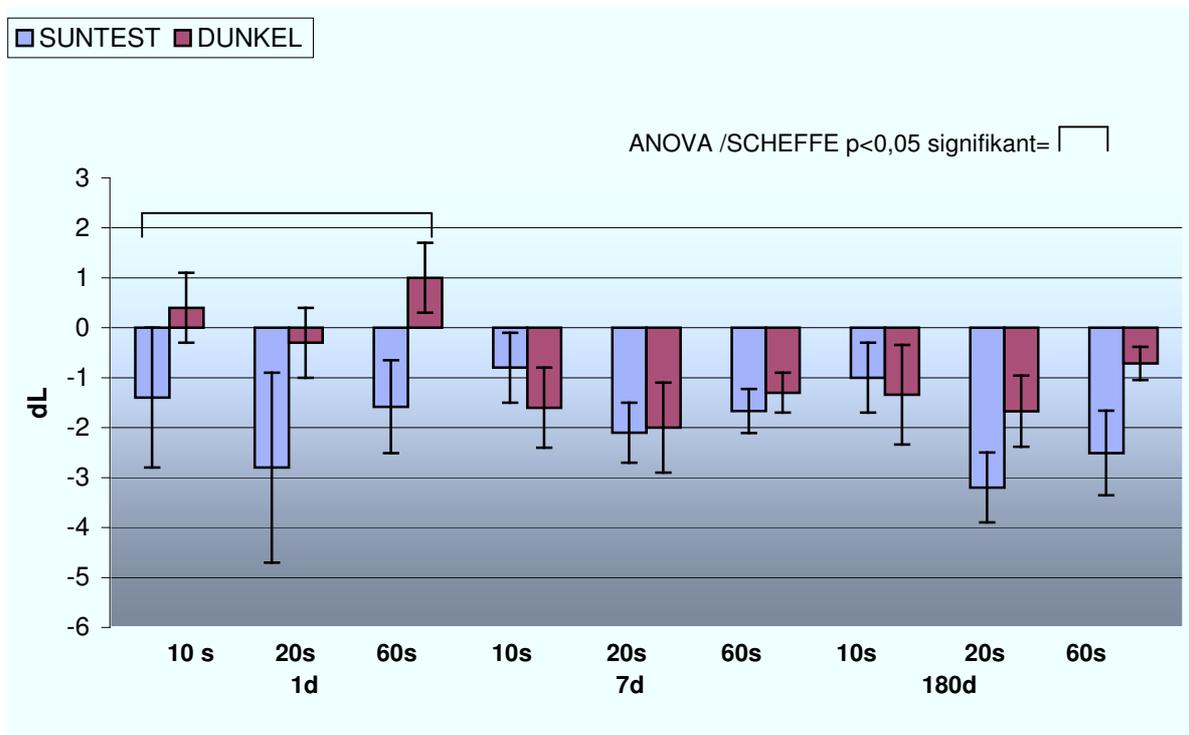


Abb. 5.4.1 Vergleich der ΔL Werte von Tetric Evo Ceram bei unterschiedlicher Bestrahlungsdauer, konstanter Polymerisation, dunkel vs. SUNTEST.

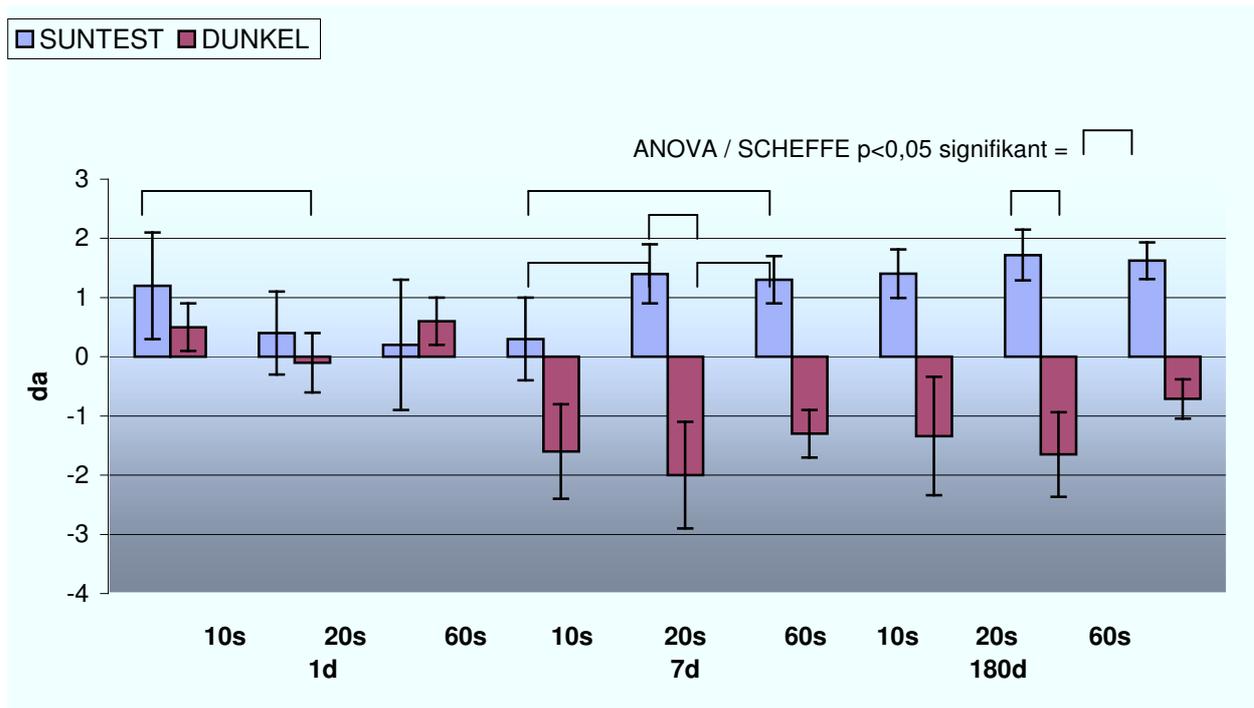


Abb. 5.4.2 Vergleich der Δa Werte von Tetric Evo Ceram bei unterschiedlicher Bestrahlungsdauer, konstanter Polymerisation, dunkel vs. SUNTEST.

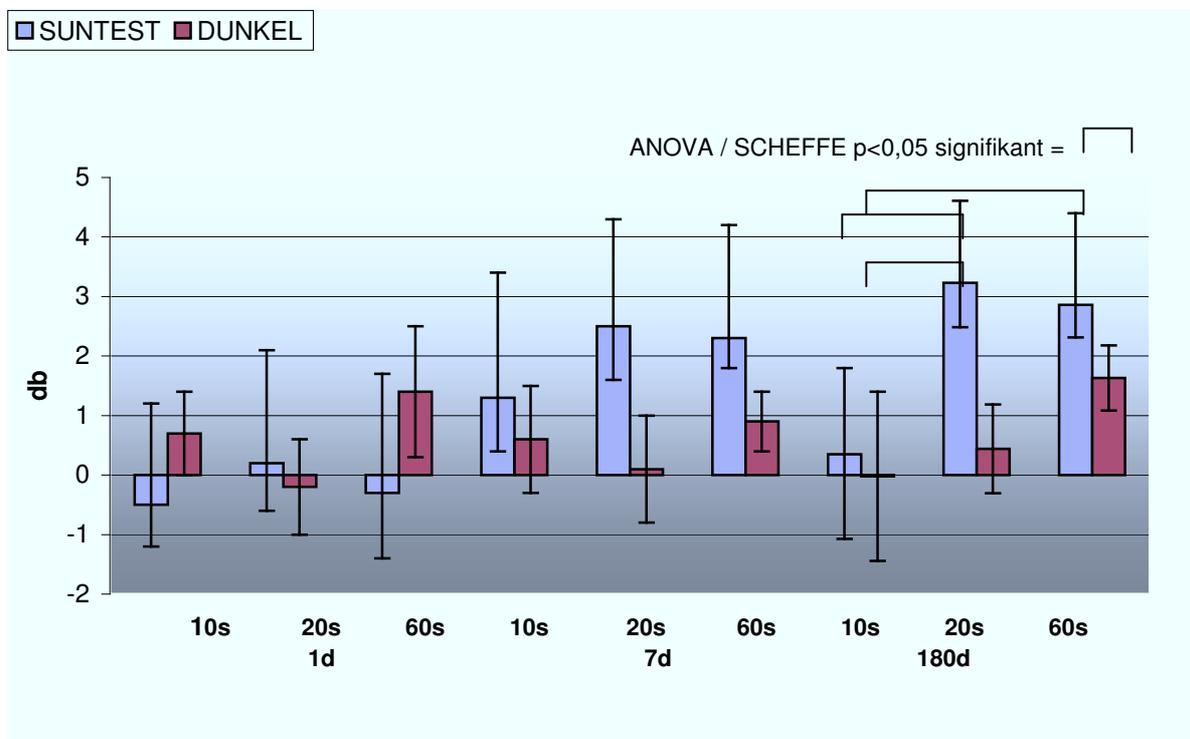


Abb. 5.4.3 Vergleich der Δb Werte von Tetric Evo Ceram bei unterschiedlicher Bestrahlungsdauer, konstanter Polymerisation, dunkel vs. SUNTEST.

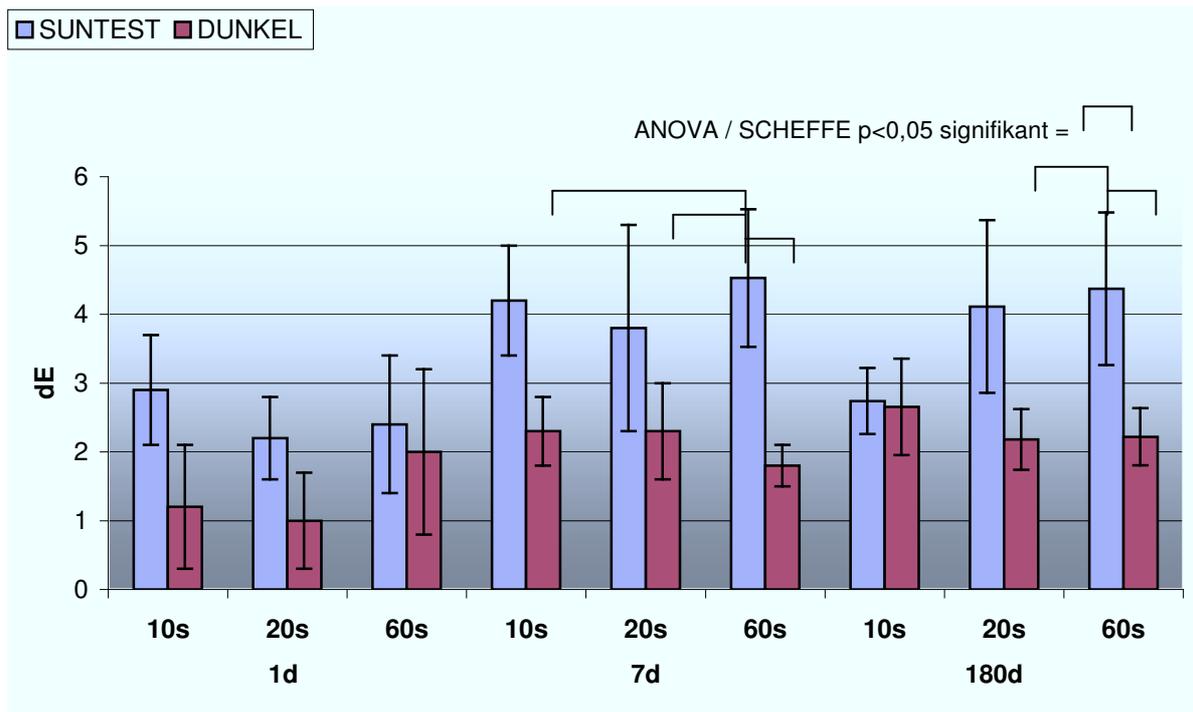


Abb. 5.4.4 Vergleich der ΔE Werte von Tetric Evo Ceram bei unterschiedlicher Bestrahlungsdauer, konstanter Polymerisation, dunkel vs. SUNTEST.

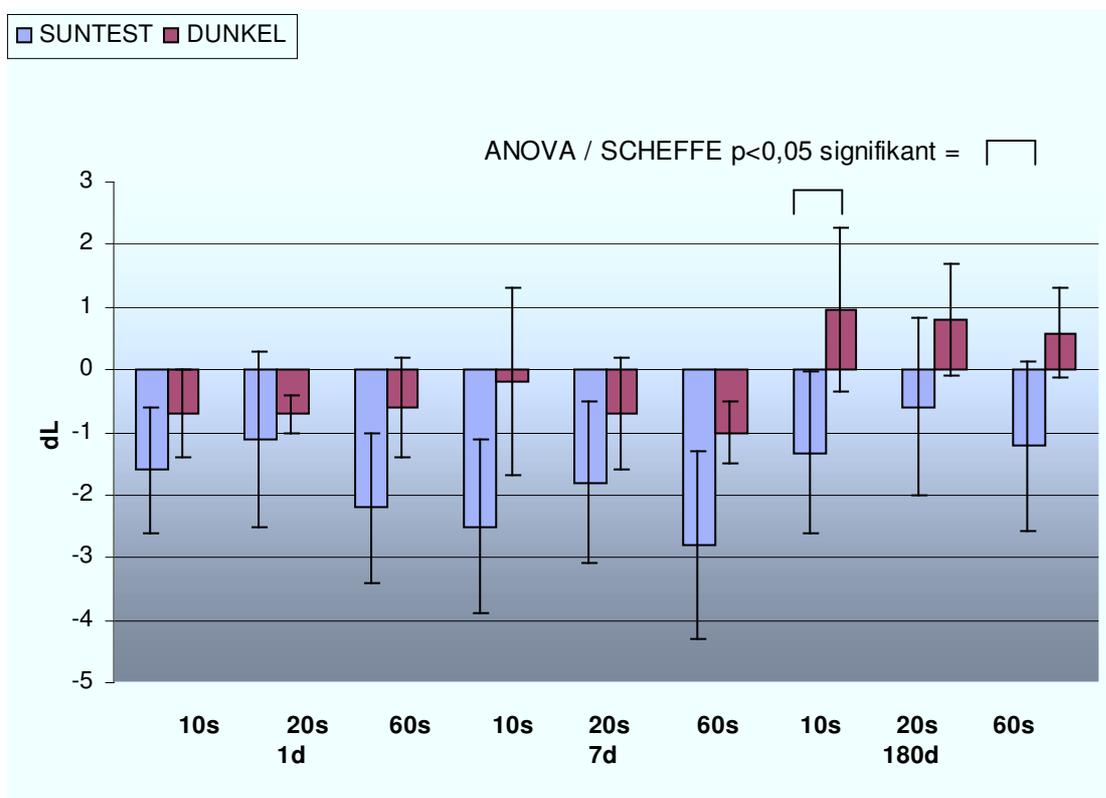


Abb. 5.4.5 Vergleich der ΔL Werte von Admira bei unterschiedlicher Bestrahlungsdauer, konstanter Polymerisation, dunkel vs. SUNTEST.

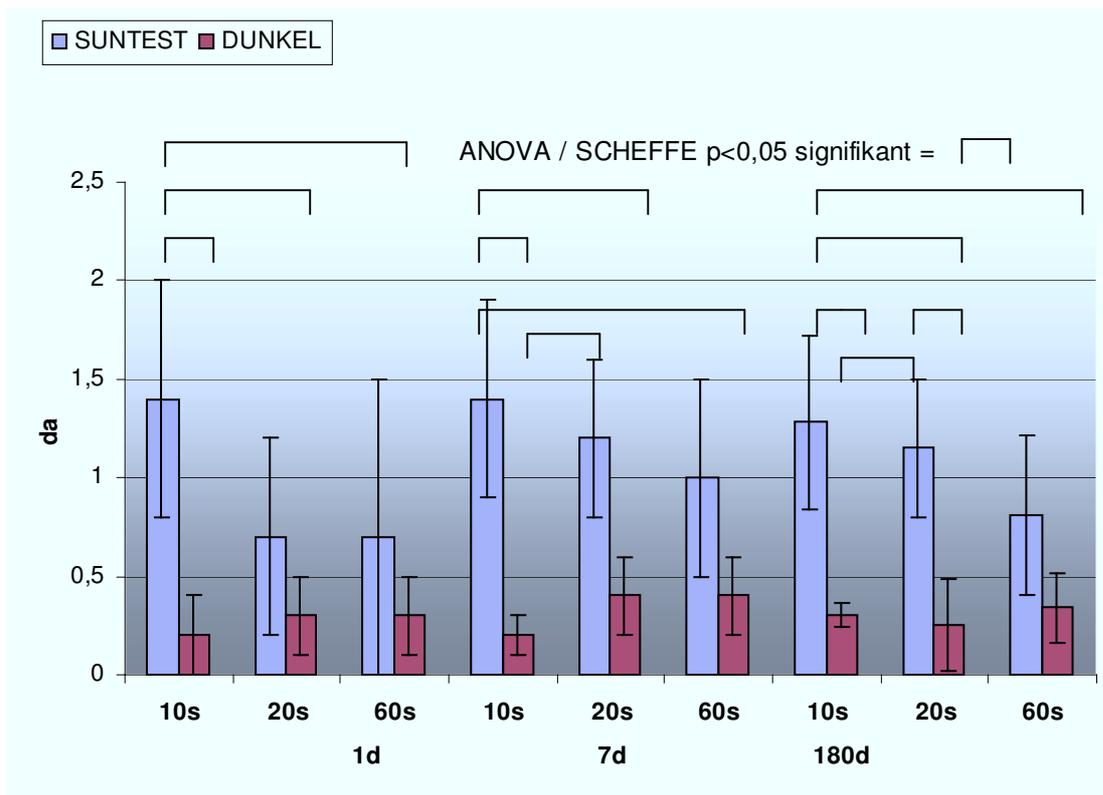


Abb. 5.4.6 Vergleich der Δa Werte von Admira bei unterschiedlicher Bestrahlungsdauer, konstanter Polymerisation, dunkel vs. SUNTEST.

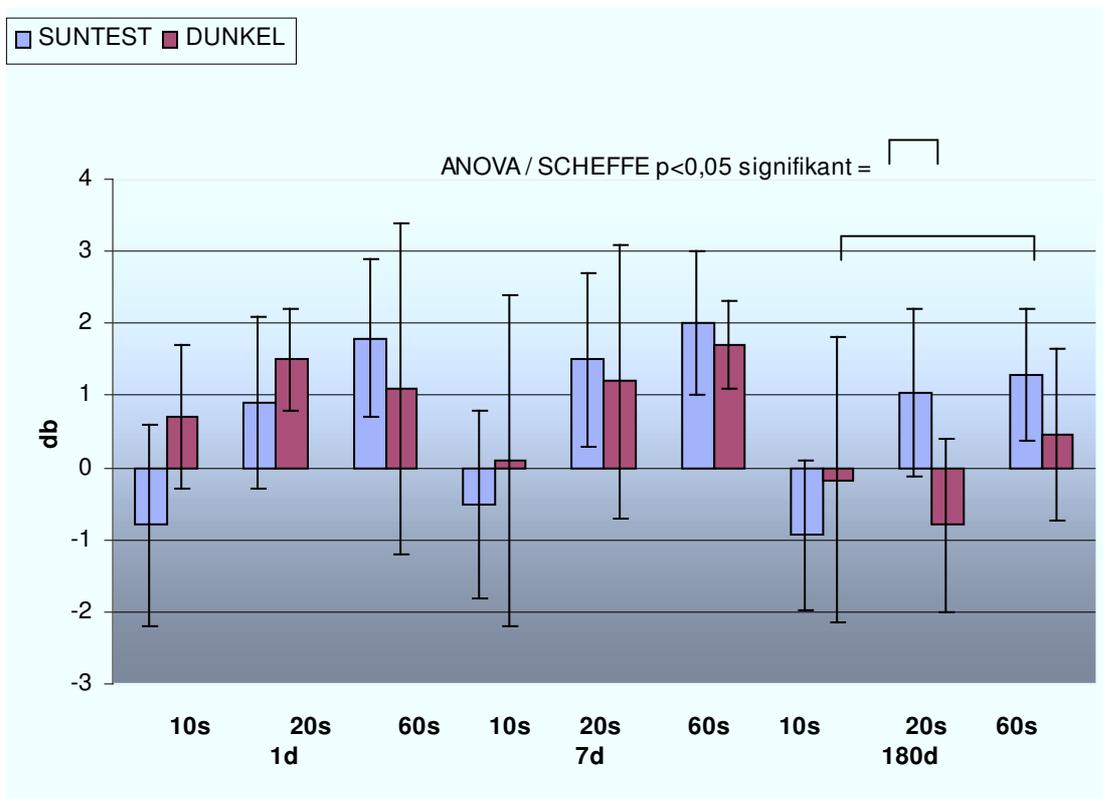


Abb. 5.4.7 Vergleich der Δb Werte von Admira bei unterschiedlicher Bestrahlungsdauer, konstanter Polymerisation, dunkel vs. SUNTEST.

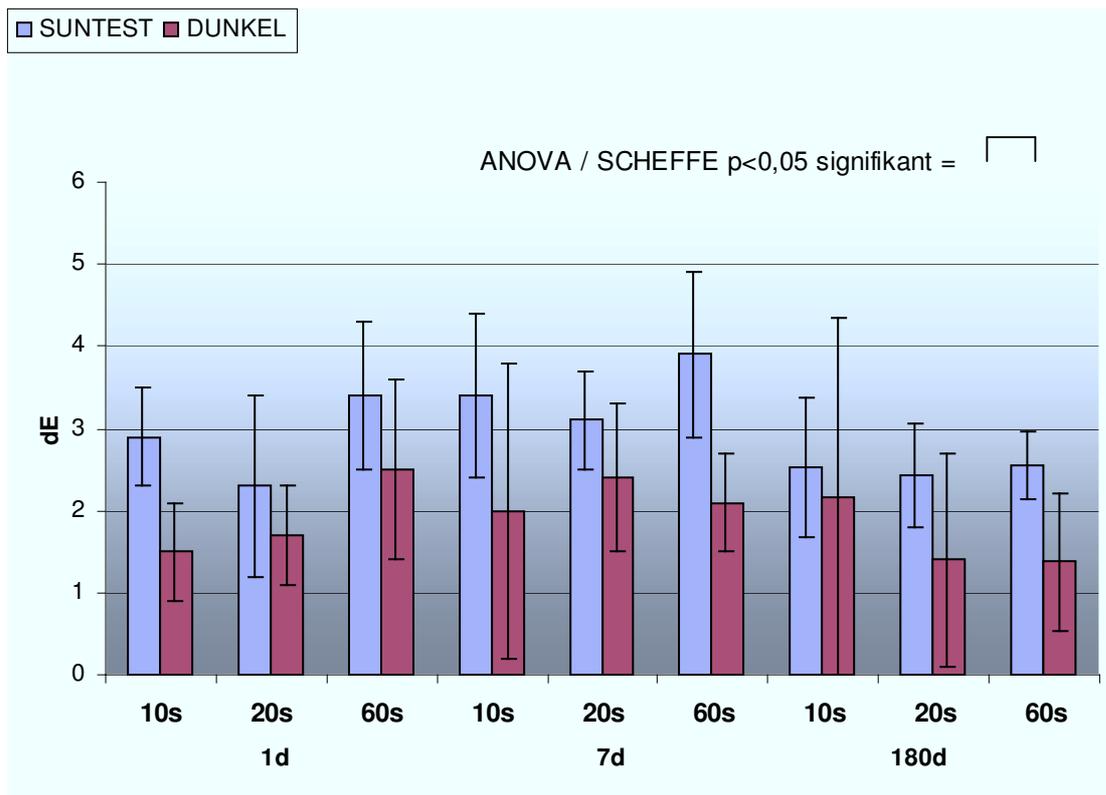


Abb. 5.4.8 Vergleich der ΔE Werte von Admira bei unterschiedlicher Bestrahlungsdauer, konstanter Polymerisation, dunkel vs. SUNTEST.

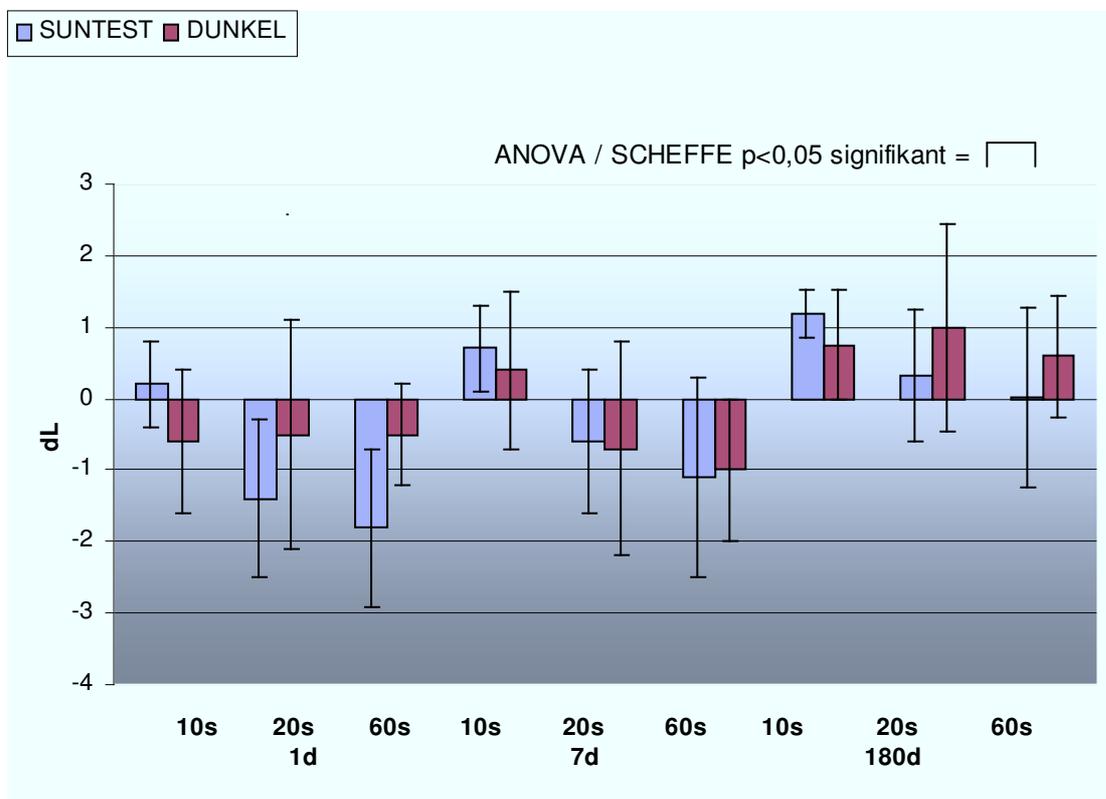


Abb. 5.4.9 Vergleich der ΔL Werte von CompoglassF bei unterschiedlicher Bestrahlungsdauer, konstanter Polymerisation, dunkel vs. SUNTEST.

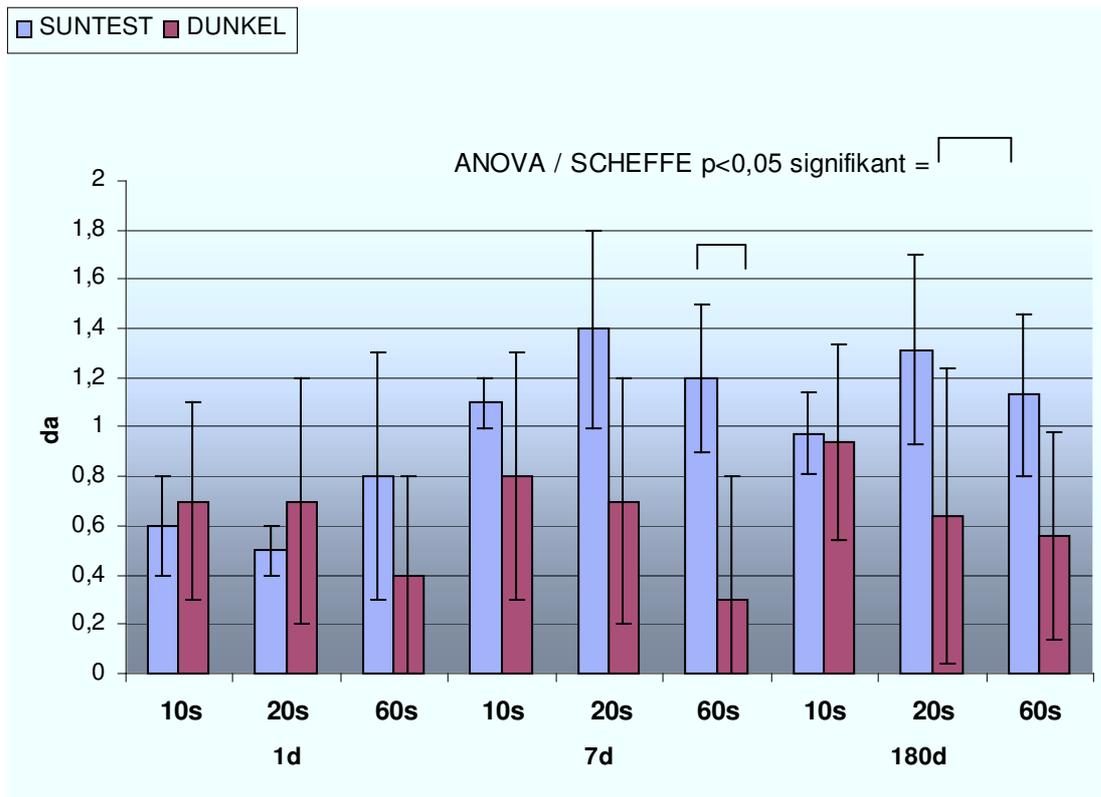


Abb. 5.4.10 Vergleich der Δa Werte von CompoglassF bei unterschiedlicher Bestrahlungsdauer, konstanter Polymerisation, dunkel vs. SUNTEST.

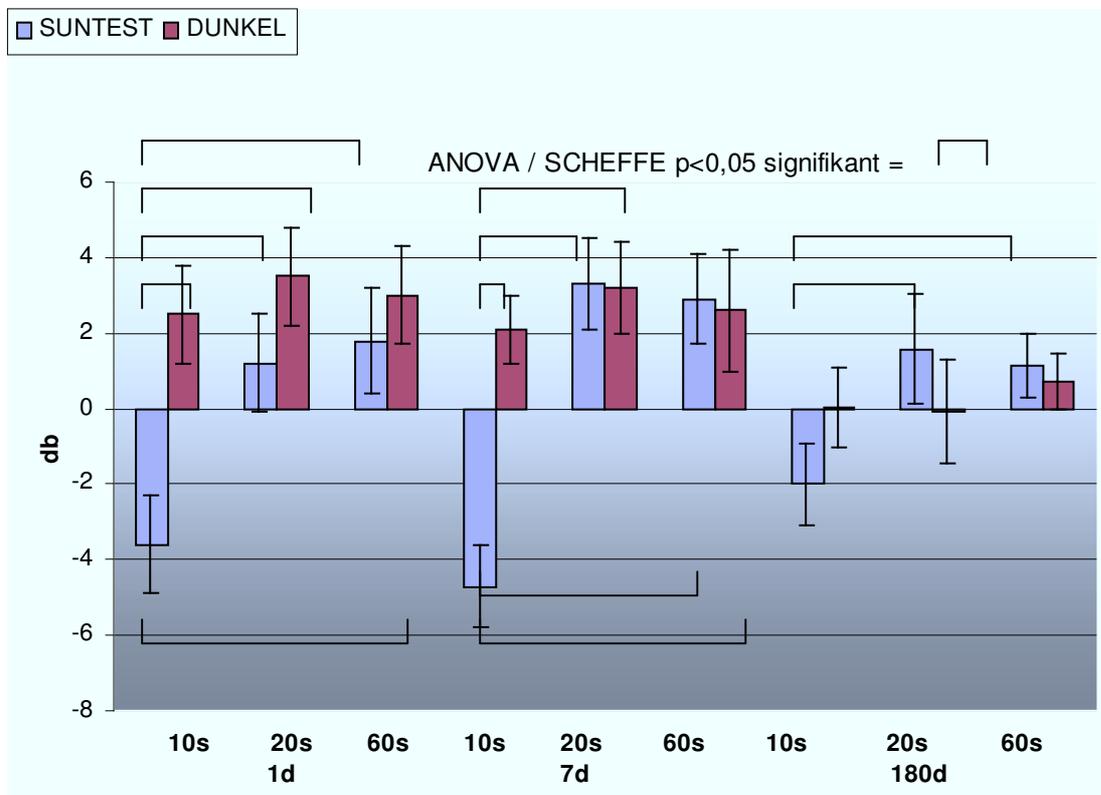


Abb. 5.4.11 Vergleich der Δb Werte von CompoglassF bei unterschiedlicher Bestrahlungsdauer, konstanter Polymerisation, dunkel vs. SUNTEST.

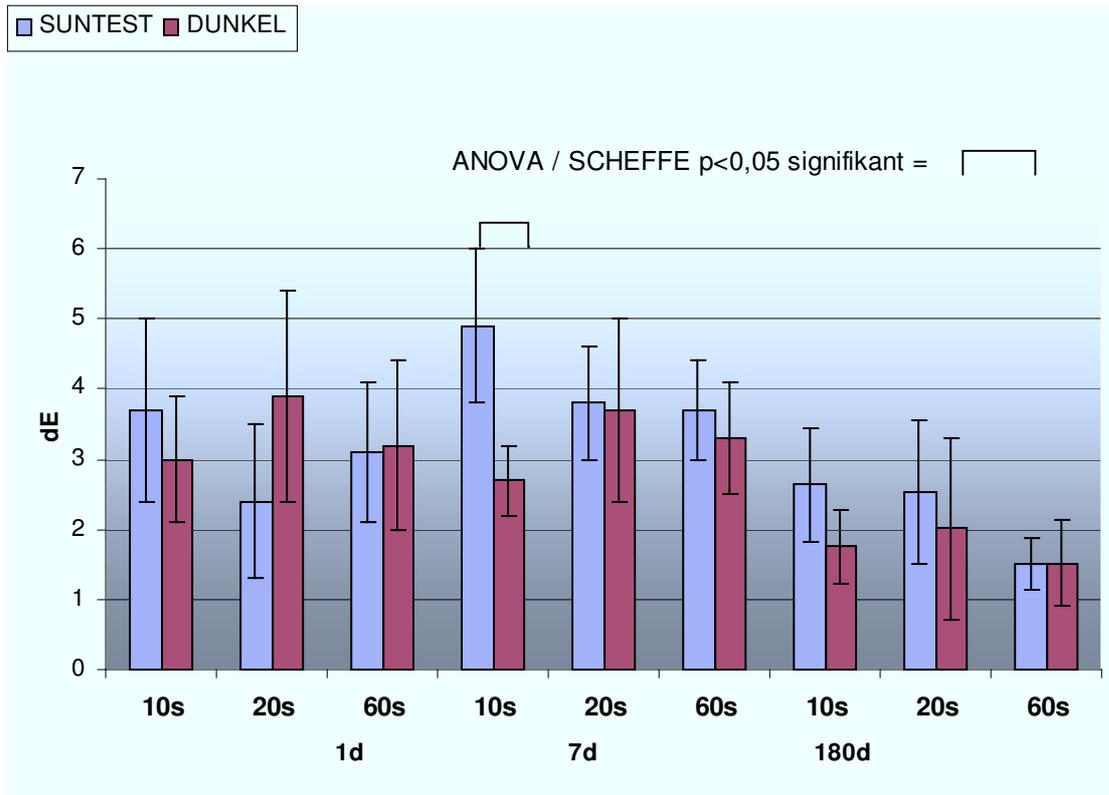


Abb. 5.4.12 Vergleich der ΔE Werte von CompoglassF bei unterschiedlicher Bestrahlungsdauer, konstanter Polymerisation, dunkel vs. SUNTEST.

5.5 Vergleich der Ausgangswerte nach erster Polymerisation

Die hier beschriebenen Ergebnisse sind in den Abbildungen 5.5.1 bis 5.5.3 dargestellt. Die Ausgangswerte aller Tetric Evo Ceram Proben unabhängig vom Polymerisationsmodus sind signifikant dunkler zu allen Admira und CompoglassF Proben unabhängig vom Polymerisationsmodus. Gleiches gilt für die Rot- und Gelbwerte aller Tetric Evo Ceram Proben, die signifikant roter bzw. gelber als alle CompoglassF und Admira Proben sind. Bei den Gelbwerten weichen die Werte von Admira signifikant nach 10s konstanter Polymerisation ab von den Werten nach 60s exponentieller, sowie 10s konstanter Polymerisation. Ebenfalls signifikant unterscheiden sich die 10s exponentiell polymerisierten Proben von den 60s exponentiell polymerisierten. Auch bei CompoglassF sind die 10s konstant polymerisierten Probenwerte signifikant zu den 60 s exponentiell polymerisierten Probenwerten.

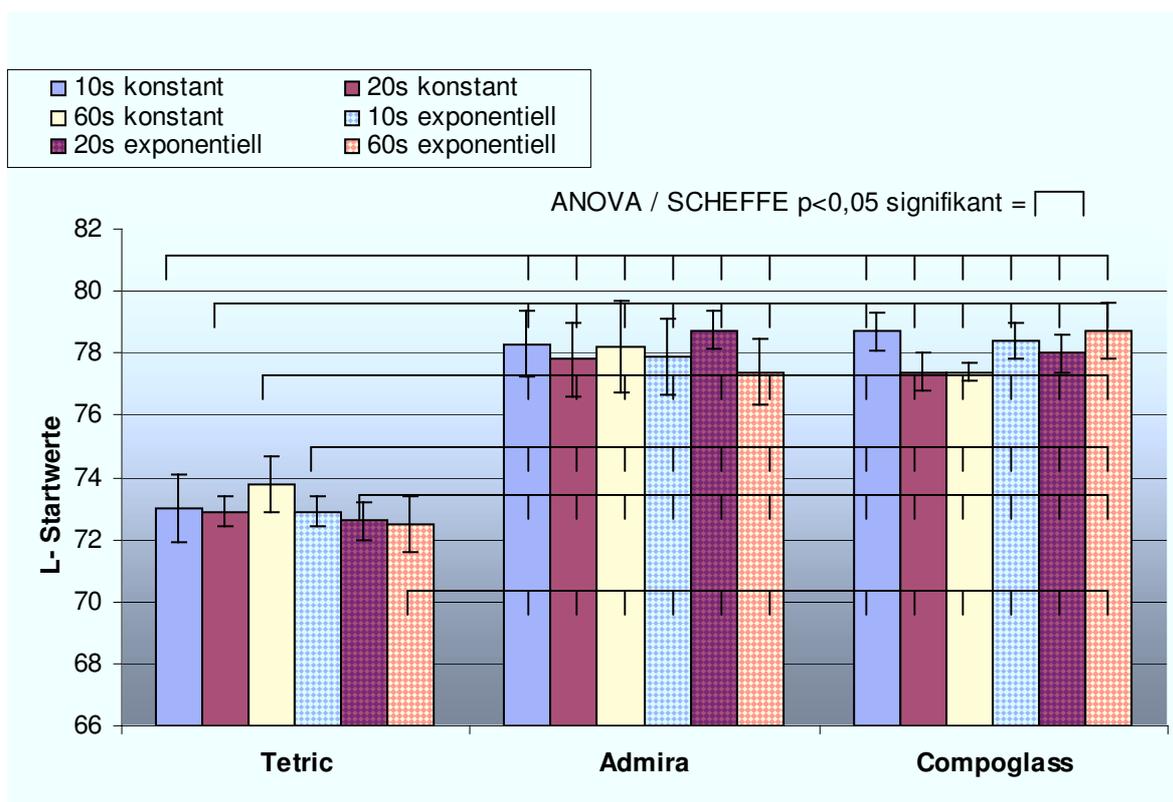


Abb. 5.5.1 L-Ausgangswerte der drei untersuchten Materialien nach Probenherstellung mit Standardabweichung.

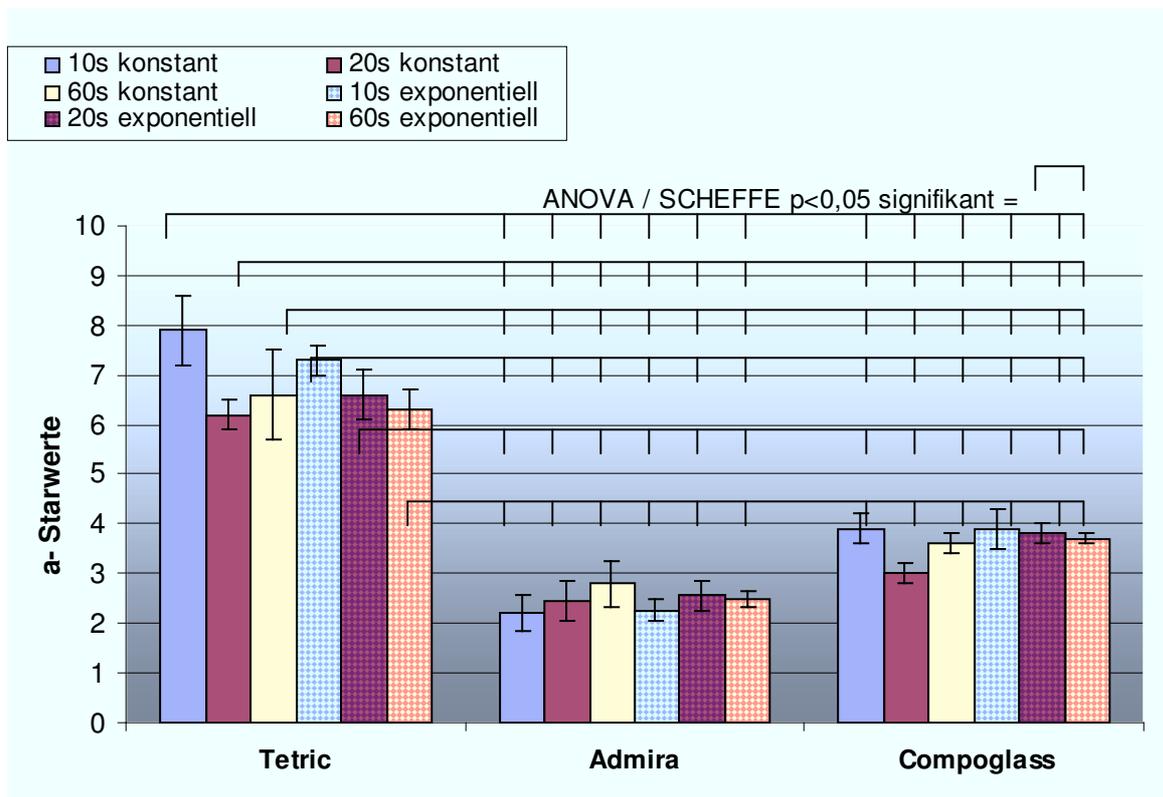


Abb. 5.5.2 a-Ausgangswerte der drei untersuchten Materialien nach Probenherstellung mit Standardabweichung.

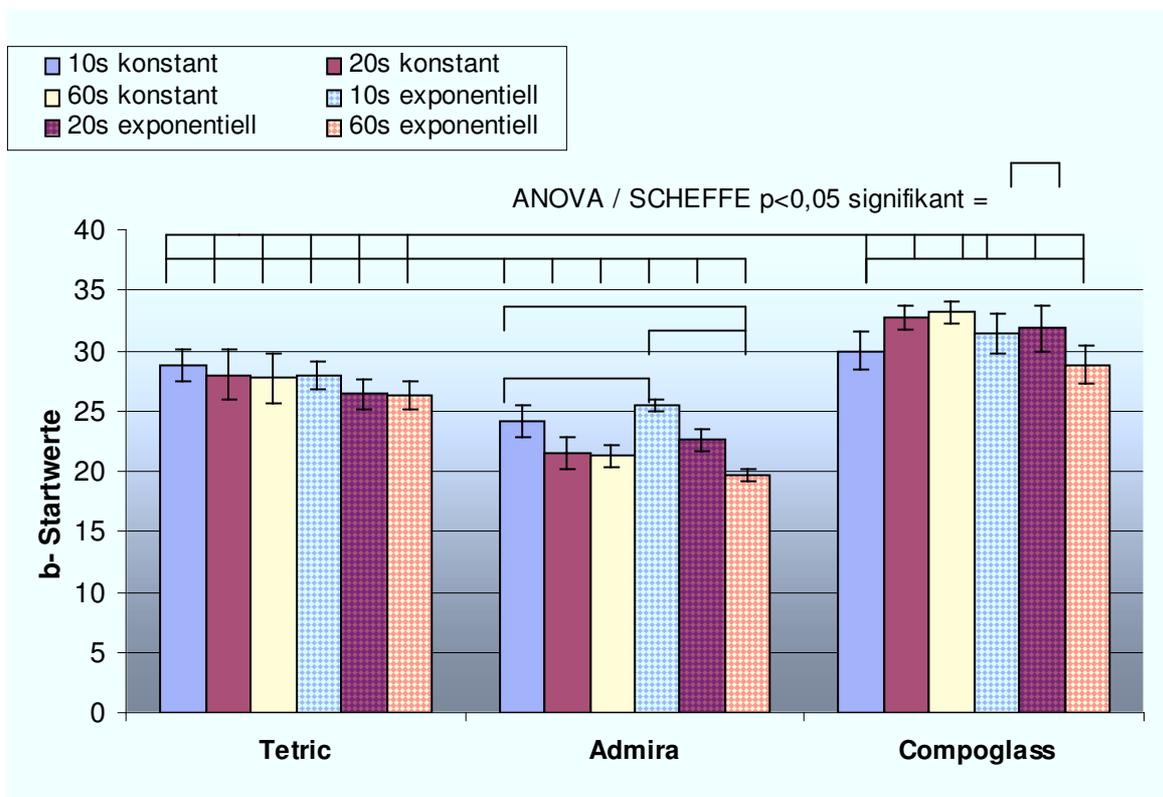


Abb 5.5.3 b-Ausgangswerte der drei untersuchten Materialien nach Probenherstellung mit Standardabweichung.

5.6 Farbvergleiche aller Materialien

Die Ergebnisse sind in den Abbildungen 5.6.1 bis 5.6.4 dargestellt. Die Codierung der einzelnen Messreihen ist der nachfolgenden Tabelle 5.6.1 zu entnehmen.

Materialcodierung	Belichtungscodierung	Lagerungscodierung	Bestrahlungsdauer
Tetric Evo Ceram = T	Exponentiell (E)	Nass = W	10s
Admira = A	Konstant (C)	Suntest = S	20s
CompoglassF = C			60s

Tab. 5.6.1

Auf die Eintragung von Signifikanzen wurde der Übersichtlichkeit wegen verzichtet. Die Helligkeitswerte aller Materialien nehmen ab. Ausnahmen bilden nur kurz (10s) und exponentiell polymerisierte Proben von CompoglassF und Tetric Evo Ceram. Nach 180 Tagen werden alle wassergelagerten Admira Proben, sowie alle CompoglassF Proben z.T. signifikant heller, was auf eine Wasseraufnahme dieser Proben schließen lässt. Die Rotwerte sind für alle Materialien größer. Bei sehr kurzer Polymerisationszeit (10s) im exponentiellen Modus werden bei allen Materialien z.T. signifikante Rotwerte erreicht. Hier scheinen zu viele Amin-Zwischenprodukte vorzuliegen, die maßgeblich verantwortlich für die Rotzunahmen sein sollen. Bei den Gelbwerten ist eine Gelbzunahme (positiver Δb) bei den meisten der untersuchten Materialien festzustellen. Ausnahmen bilden hier die Proben der CompoglassF und Admira exponentiell und konstanten 20s polymerisierten Proben, der CompoglassF 20s konstant sowie der CompoglassF exponentiell 10s polymerisierten Proben, die alle weniger gelb werden. Die Farbabstandswerte liegen nach 180d mit Ausnahme der Tetric Evo Ceram 10s exponentiellen Proben allesamt im klinisch akzeptablen Bereich. Zu beachten sind die z.T. signifikanten ΔE Werte nach 7 Tagen. Hier sind die Auswirkungen des SUNTESTs zu erkennen, wodurch sich die Farbabstände zu den Ausgangswerten z.T. signifikant verändern, um dann durch die weitere Lagerung in Wasser diese Signifikanz wieder zu verlieren. Die ΔE Werte nach 180d sind für alle Materialien unabhängig von Polymerisationsmodus und –dauer im klinisch akzeptablen Bereich $<3,5$. Ausnahmen bilden nur die 10s exponentiellen Tetric Evo Ceram und CompoglassF Proben nach SUNTEST, sowie die 20s und 60s Tetric Evo Ceram SUNTEST-Proben.

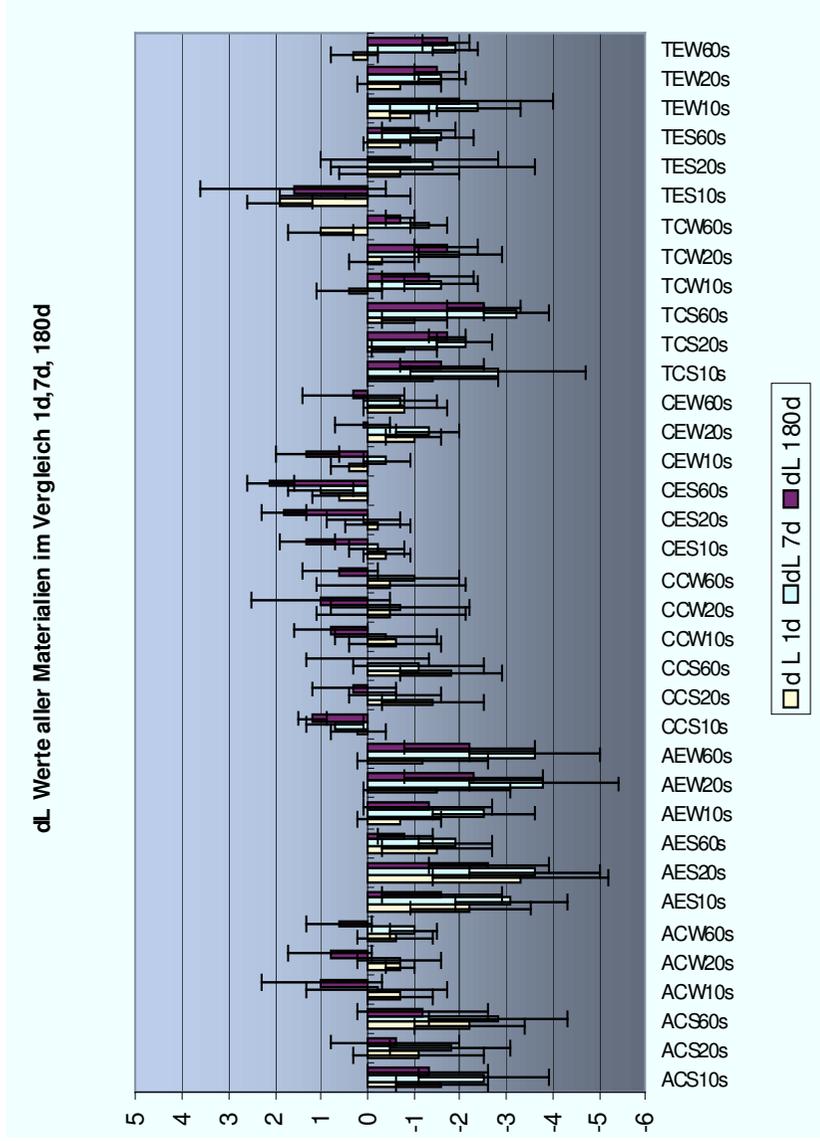


Abb. 5.6.1 Alle ΔL Werte aller Materialien.

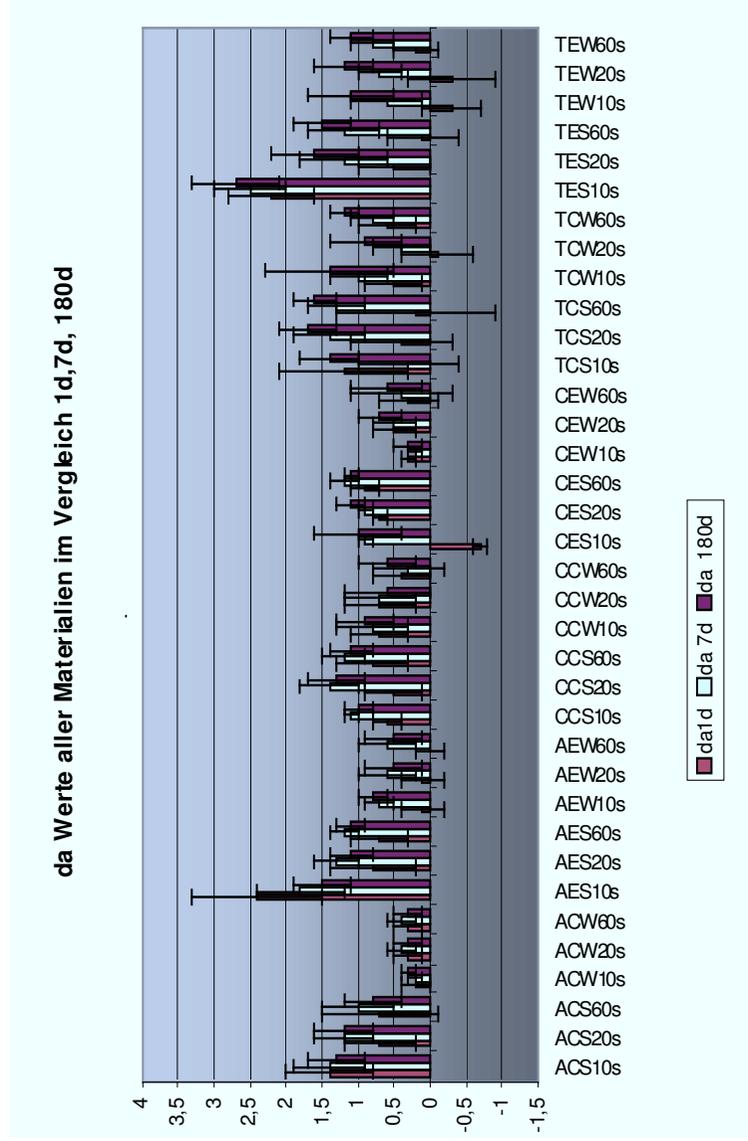


Abb. 5.6.2 Alle Δa Werte aller Materialien.

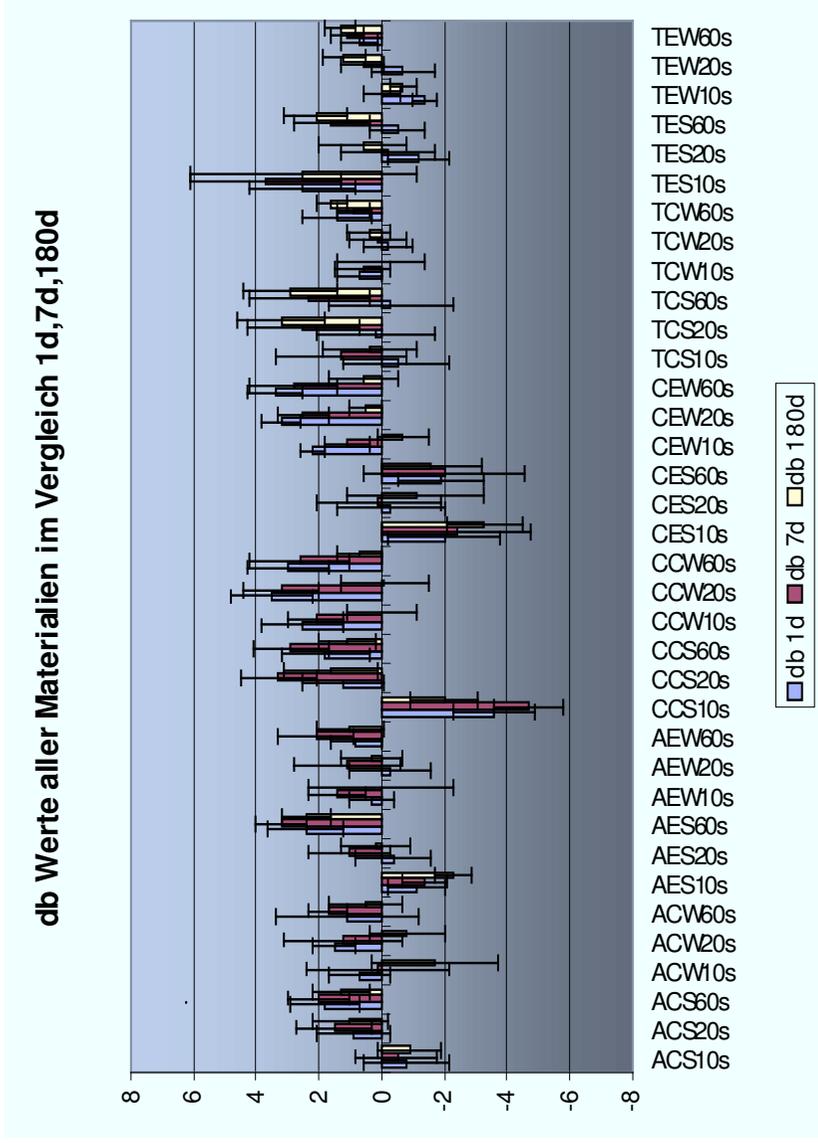


Abb. 5.6.3 Δ b-Werte aller Materialien.

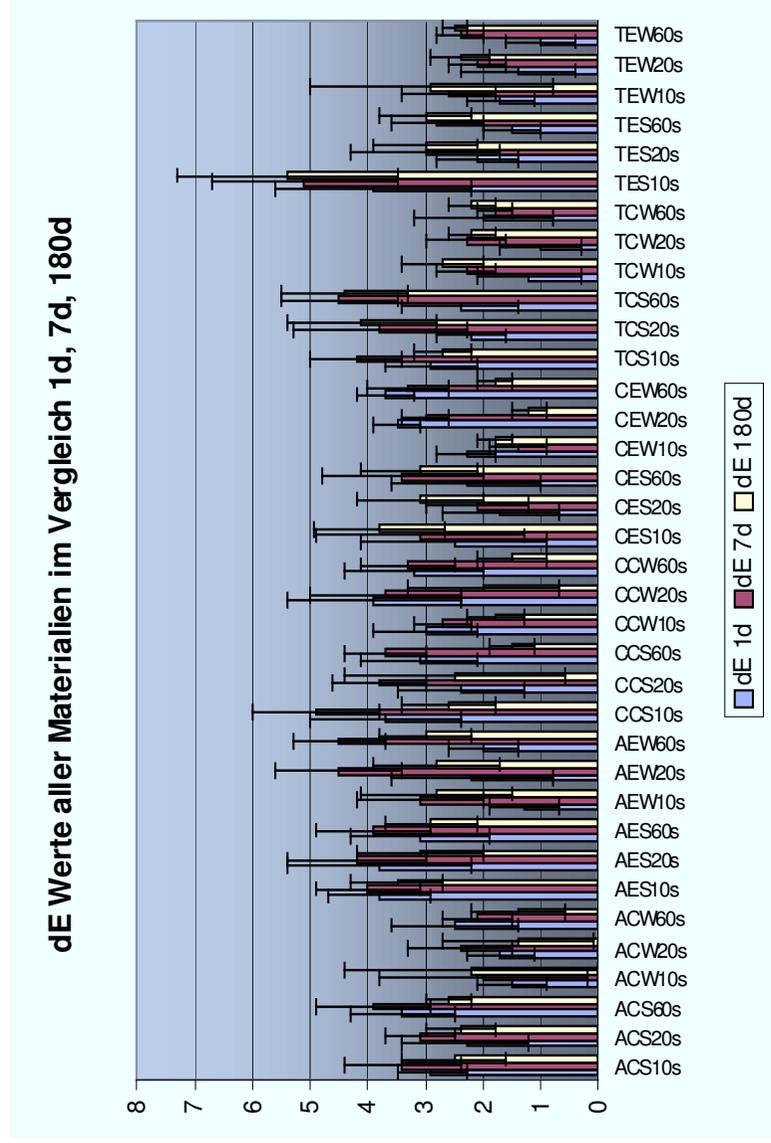


Abb. 5.6.4 Δ E-Werte aller Materialien.

6. Diskussion der Ergebnisse

In der vorliegenden Arbeit wurden 3 verschiedene Füllungsmaterialien, ein Hybridkomposit (Tetric Evo Ceram), einOrmocer (Admira) und ein Compomer (CompoglassF) auf ihre Farbbeständigkeit untersucht. Alle 3 untersuchten Materialien sind lichthärtend, da lichthärtende Füllungsmaterialien in der täglichen Praxis heute den größten Anteil der plastischen Füllungsmaterialien in den Industrienationen bilden [18,32,55,103,126,170]. Aus früheren Studien ist bekannt, dass die Zusammensetzung der Kunststoffmatrix, der Füllstoffanteil, Photoinitiatoren und Additive maßgeblich verantwortlich sind für die Farbstabilität [71,72,73,75,142]. Daher wurden 2 in der Art der Füllstoffe unterschiedlich zusammengesetzte Materialien der neueren Komposit Generation und ein Kompomer, welches sich im Vernetzungstyp abgrenzt, hier untersucht. Die gleiche Ausgangsfarbe der untersuchten Materialien war zum Zeitpunkt der Untersuchung nicht erhältlich, da Tetric Evo Ceram nur in A3,5 und nicht in A3 seitens des Herstellers produziert wurde. In früheren Untersuchungen wurde die gleiche Ausgangsfarbe als unerlässliches Muss deklariert [61,93,113]. Tatsächlich gibt es aber bis heute für die verschiedenen Zahnfarben keinen standardisierten Farbring, geschweige denn ein standardisiertes Farbmessverfahren, was klinisch anwendbar ist. Farbringe der diversen Hersteller sind an das eigene Material angelehnt und z.T. nicht unter einander vergleichbar, z.B. aufgrund unterschiedlicher Nomenklatur der Farben. Die Vergleichbarkeit der Farbveränderungen in dieser Arbeit ist durch die rechnerischen Vergleiche der Messwerte der einzelnen Materialien zu ihren eigenen Ausgangswerten als Farbstandard gewährleistet und daher unabhängig von der Ausgangsfarbe. Die gewählte Messmethodik mit dem Spektralphotometer schließt subjektive Sinneswahrnehmung aus [89,108]. Sie ist, wie in anderen Untersuchungen gefordert, reproduzierbar, unabhängig und damit objektiv [22,45,75,93,97,98,122,123,140,164].

Als Polymerisationsgerät wurde eine LED Lampe gewählt, die der neuen Generation der Lichtpolymerisationsgeräte entspricht. Ihre Vorteile wie geringere Wärmeentwicklung, ihre Lichtleistung und –intensität, sowie ihr Emissionsspektrum gegenüber bisher verwendeten Halogen- und Plasmalichtgeräten wurden in Kap. 2.6.1-2.6.4 ausführlich beschrieben. In den bisherigen Untersuchungen zur Farbstabilität wurden

nur Halogen- und Plasma-Lichtgeräte berücksichtigt [5,12,44,53,61,63,69,71,73,75,81,109,113,119]

Die Abweichung der Prüfkörpergröße von $15 \pm 1\text{mm}$ auf $10 \pm 1\text{mm}$ von der DIN EN ISO 4049 wurde bewusst gewählt. Da der Durchmesser des Lichtleiters der verwendeten LED Lampe 10mm betrug, konnte nur eine 10mm große Probe kontinuierlich in einem Arbeitsgang bestrahlt werden. Verhindert wurden dadurch Überlappungen bei der Bestrahlung und fraktionierte Belichtung durch Schwenkung des Lichtleiters. Diese Abweichung wurde bereits in anderen Studien genau so gewählt [1,75,113]. Laut EN ISO 4049 ist bei der Herstellung der Proben lediglich „...*darauf zu achten, dass sich alle Bestrahlungsgeräte in einem einwandfreien Zustand befinden...*“. Das dies nicht ausreichend ist, haben Vorversuche ergeben. Hier zeigte ein unterschiedlicher Akkuladezustand eine nicht mehr kontinuierliche maximale Lichtleistung, wie sie seitens des Herstellers angegeben wurde. Interne Verfärbungen hängen jedoch ebenso wie die chemischen und physikalischen Eigenschaften eines Komposit direkt mit der Qualität der Bestrahlungsenergie zusammen [8,70,166]. Die kontinuierliche Lichtleistung des verwendeten LED Lichtgerätes wurde durch ein mindestens halbvolles Akku und Kontrolle der Lichtleistung nach jeder Messreihe durch das Curing Light Meter sicher gestellt. Die Vorversuche hatten ergeben, dass nur ein mindestens halbvoller Akku die erforderliche Lichtleistung für die Untersuchung erbringt [Kap.4.2.2]. Zur Erhöhung der statistischen Sicherheit wurden abweichend von der DIN EN ISO 4049 einer Messreihe nicht 5, sondern jeweils 8 Prüfkörper zugeordnet. Ebenfalls abweichend wurde die beidseitige Bestrahlung der Proben nicht durchgeführt, da diese klinisch nicht durchführbar ist.

Der Beobachtungszeitraum von 180 Tagen wurde gewählt, da frühere Studien die Farbveränderungstendenz in den ersten 6 Monaten manifestierten, wogegen sich nach 6 Monaten keine nennenswerten Veränderungen mehr ergaben [75]. Die erste Farbmessung 90 min nach Herstellung der Proben, die zwischenzeitlich dunkel und trocken gelagert wurden, diente als Ausgangswert. Die Messung nach 24 Stunden erfolgte als Anhalt einer ersten Farbveränderung, da in früheren Untersuchungen belegt werden konnte, dass die Polymerisation der lichthärtenden Komposite nicht mit der Beendigung der Bestrahlung korreliert, sondern vielmehr nach der Bestrahlung bis zu 24 Stunden lang fortschreitet [13,34,75,94]. Auch diente sie dazu Farbveränderung zu dokumentieren, die unmittelbar durch den Alterungsprozess, der mittels

SUNTEST forciert wurde, bedingt waren. Die Farbmessung nach 7 Tagen erfolgte in Annäherung an die DIN EN ISO 4049, die letzte Farbmessung am Ende des Beobachtungszeitraumes von 180 Tagen.

Die Lagerung der Prüfkörper erfolgte in Anlehnung an die DIN EN ISO 4049 in einem verschlossenen Wärmeschrank. Jede Prüfreihe wurde in einer lichtundurchlässigen Filmdose mit Deckel, gefüllt mit 10ml destilliertem Wasser, gelagert. Wasser als Alterungsmedium wird in früheren Publikationen für Verfärbungen mitverantwortlich gemacht, da Komposite zur Wasseraufnahme neigen. Ist eine Sättigung durch Wasseraufnahme erreicht, erfolgt keine weitere Verfärbung durch Wasser. Der Zeitpunkt, wann dies erreicht wird, differiert zwischen 3 Tagen bis 3 Monaten nach Polymerisation [75,143]. In vorherigen Untersuchungen wurde destilliertes Wasser als Lagermedium ebenfalls verwendet. Dies macht den Vergleich der Ergebnisse dieser Untersuchung mit anderen Untersuchungen einfacher [1,6,61,90,140,164]. Auch wenn Kritiker am Lagermedium Wasser durchaus begründet unterschiedliche Wechselwirkungen im Vergleich zum Lagermedium Speichel bemängeln, so konnten signifikante Farbänderungen in Studien, die beide Lagermedien miteinander verglichen nicht festgestellt werden [102,143].

Die Bewitterung mittels SUNTEST gemäß DIN EN ISO 7491 ist deutlich aggressiver als die Langzeitlagerung in Wasser [71,73,75]. Das hier verwendete Gerät Suntest CPS+ erfüllt alle Anforderungen der DIN EN ISO 7491. Gemäß DIN wurden die Programmierung bei 24 Stunden Bestrahlungsdauer bei 1,5 kW und einer Beleuchtungsstärke von 150000 Lux gewählt. In Abweichung zur DIN EN ISO 7491 wurden die Prüfkörper jedoch nicht zur Hälfte mit Zinnfolie oder Alufolie bedeckt. Diese Methode wird bei visuellen Farbvergleichen angewendet, die hier nicht untersucht wurden. In Kapitel 2.8 wurde der Nachteil der visuellen Farbbeurteilung ausreichend diskutiert. Die Problematik der Reproduzierbarkeit, Subjektivität des Betrachters, sowie der anatomischen und versuchstechnischen Gegebenheiten wurden dargelegt. [Kap. 2.8, S.26]

Einige Autoren kritisieren die künstliche Alterung mittels SUNTEST als in vivo irrelevant, da Füllungen in der Mundhöhle nicht einer Dauerbelichtung ausgesetzt sind [102,105,167]. Allerdings sind die mittels SUNTEST erzielten Ergebnissen den klinischen Langzeitergebnissen vergleichbar [102,105,167] und somit auch in Bezug auf die Farbbeständigkeit aussagekräftig.

6.1 Einfluss der Art des Füllungsmaterials

Die Ausgangswerte der hier untersuchten Materialien unterscheiden sich in Bezug auf die Helligkeit signifikant. So sind alle Tetric Evo Ceram Proben signifikant dunkler als alle Proben von Admira und CompoglassF. Ursache hierfür ist der dunklere Ausgangsfarbtone von Tetric Evo Ceram. Innerhalb eines Materials ergeben sich keine signifikanten Abweichungen der L-Startwerte, egal wie lange und wie polymerisiert wurde. Die signifikanten Abweichungen der Messwerte von Tetric Evo Ceram zu Admira und CompoglassF setzten sich bei den Rot- und Gelbstartwerten fort, auch hier unabhängig von Polymerisationsmodus und -dauer. Ursache auch hier die dunklere Ausgangsfarbe. Interessant sind die signifikanten Abweichungen innerhalb der Admira und CompoglassF Prüfreihe bei den gemessenen Gelb Startwerten. Hier finden sich bei sehr kurzen Polymerisationszeiten signifikante Abweichungen zu langen Polymerisationszeiten. Dies lässt vermuten, dass bei den kurzen Polymerisationszeiten die Belichtungsdauer nicht ausreichend war, um genügend Campherchinon, der als Initiatorsystem allen Materialien gemein ist, umzusetzen. Da das Campherchinon eine stark gelbe Eigenfarbe hat, die bei Umsetzung durch Licht korrekter Wellenlänge (Maximum bei 470nm) verschwindet, erklärt dies die signifikant gelberen Proben bei sehr kurzer Polymerisationszeit [13,58,75,142,151]. Eine andere Möglichkeit wäre, dass die verwendete Lichtquelle nicht dem Absorptionsspektrum des Initiatorsystems entspräche [115,163,171]. Allerdings wären dann alle Proben, auch die länger polymerisierten, zunächst deutlich gelber, was nicht der Fall ist. Es ist in dieser Untersuchung ausdrücklich auszuschließen, dass die verwendete LED Lampe nicht exakt das Absorptionsspektrum von Campherchinon abdeckt [65,66].

Laut Herstellerangaben sind bei beiden Materialien, Tetric Evo Ceram und Admira, die Masse% der anorganischen Füllstoffe nahezu identisch, sowie die Art der Füller ähnlich [Kap.4.1. Tab.4.1.1]. Daher liegt die Vermutung nahe, dass entweder die unterschiedlich zusammengesetzte Matrix verantwortlich ist für differente Farbwerte, das Photoinitiatorsystem oder unbekannte, vom Hersteller nicht angegebene Zusatzstoffe. Dies bestätigen frühere Studien von SETZT et al.[140], die keinen Zusammenhang zwischen Farbbeständigkeit und Füllerart oder Fülleranteil fanden. Ebenso wie LEIBROCK et al.[93], der keinen Einfluss auf das Ausmaß der Verfärbung durch

das Verhältnis von Füllstoffanteil zur Matrix fand. Tetric Evo Ceram hat bedingt durch die dunklere Ausgangsfarbe niedrigere Helligkeitswerte, aber einen prozentual höheren Rotanteil, wogegen der Gelbanteil noch unter dem von CompoglassF liegt. Admira wird bei allen Proben, unabhängig von der Aushärtung, die dem SUNTEST unterzogen wurden dunkler, ohne dass ein signifikantes Bleaching erfolgte. Signifikante Verfärbung Richtung Gelb entstand aber bei den 60s polymerisierten Proben beider Testreihen. Dies muss durch die Reaktion der Amine der Matrix erfolgt sein, da von einem vollständigen Campherchinon Umsatz nach so langer intensiver LED Aushärtezeit und SUNTEST ausgegangen werden muss. Frühere Studien hatten bereits Nebenprodukte der Amine, die während der Polymerisation entstehen, für Vergilbungen und bräunliche Verfärbungen verantwortlich gemacht [71,72,73,75,142]. Aliphatische Amine gelten hierbei als stabiler als aromatische. Alle in dieser Arbeit untersuchten Materialien enthalten beide Arten von Aminen, die genaue Anteilsverteilung innerhalb eines Materials bleibt allerdings das Herstellergeheimnis [71,72,73,75,142,Tab.4.1.1 S.34].

Im Ergebnis unterscheiden sich die dem Suntest ausgesetzten Proben von denen der dunkel wassergelagerten nicht signifikant. CompoglassF zeigt ein ähnliches Verhalten wie Admira unmittelbar nach dem SUNTEST. Einzige Ausnahme bilden die 10s konstant belichteten Proben, die einem signifikanten Bleaching unterliegen und einen signifikanten Rotwert aufweisen. Hier ist ebenfalls die Belichtungszeit nicht ausreichend für den Umsatz des Campherchinon gewesen. Durch den SUNTEST wurde dann das Campherchinon vollständig umgesetzt und somit die Proben weniger gelb [siehe oben]. Nach 180d Lagerung werden jedoch alle Compoglass Proben deutlich heller, signifikant die 10s konstant bestrahlten. Da CompoglassF eine hydrophile Matrix hat, lässt dies auf einen durch Wasseraufnahme bedingten anderen Lichtbrechungsindex schließen oder eine unvollständige Umsetzung der Matrix. Diese unvollständige Umsetzung der Matrix wird auch gestützt durch die Ergebnisse der anderen Prüfreihen, da alle konstant belichteten Proben 20s, 60s und alle dem SUNTEST zugeführten Proben, keinen vergleichbaren ΔL Wert erreichen.

Die Hydrophilie der Kompomere über die Carboxylatgruppen ist durch vielfache Untersuchungen belegt [3,45,58,77,91,132]. Das farbinstabilste Material war Tetric Evo Ceram, obwohl die Farbabstandswerte unmittelbar nach dem SUNTEST noch im akzeptablen Bereich lagen, mit Ausnahme der 10s exponentiell belichteten Proben.

Die hohen Farbabstandswerte (ΔE) von Tetric Evo Ceram werden in erster Linie verursacht durch starke Schwankungen der Rot- und Gelb - Werte. Insgesamt kann man alle Materialien als für klinische Zwecke farbstabil einstufen, da keines der Materialien den Wert $\Delta E > 3,3$ überschreitet.

6.2 Einfluss des Polymerisationsmodus

Beim Vergleich der beiden Polymerisationsmodi muss bedacht werden, dass bei den extrem kurzen Belichtungszeiten im exponentiellen Modus keine zur chemischen Umsetzung des Initiatorsystems ausreichende Energie erreicht werden kann. Dies haben die Vorversuche [Kap. 4.2.2, S.38] und die dort geführten Messreihen gezeigt. Die Ergebnisse der Materialien im direkten Vergleich des Polymerisationsmodus unter Berücksichtigung der Belichtungszeit bestätigen diese Hypothese. So sind alle nur kurz ausgehärteten Proben (10s) deutlich gelber als die konstant ausgehärteten Proben der gleichen Zeit. Das lässt auf einen Restinitiatorgehalt schließen, der größer ist als bei den konstant polymerisierten Proben. Ebenso sind die Rot Werte bei Admira und Tetric deutlich höher bei kurzer exponentieller Polymerisation als bei konstanter. Somit wurden weder das Initiatorsystem noch die Matrix vollständig umgesetzt. Diese Erkenntnis fand sich auch in früheren Untersuchungen mit anderen Lichtpolymerisationsgeräten allerdings für 20s Aushärtezeiten [13,58, 71,72,73,75,142,151]. Hier bietet die hier verwendete LED Lampe trotz des optimaleren Emissionsspektrums keinen Vorteil.

Mit zunehmender Lagerung und kurzfristig, insbesondere bei den dem SUNTEST zugeführten Proben, gleichen sich diese Werte jedoch an. Grundsätzlich ergeben sich bei konstanter Bestrahlungsleistung und einer Mindestdauer der Bestrahlung von 20s konstantere, klinisch akzeptable Ergebnisse, als bei der exponentiellen Bestrahlung. Um die Vorteile der exponentiellen Polymerisation in Bezug auf Fließverhalten und Randständigkeit auszunutzen [39,48,109], wären auch bei einem intensitätsintensiven Lichtgerät wie der LED Lampe bluephase längere Polymerisationszeiten als 20s günstiger. Da die Lampe erst nach 5s Ihren Maximalwert erreicht, müsste man diese 5s an die optimal erscheinende Aushärtezeit von 20s bei konstanter Leistung anhängen [Kap.4.2.2, S.38]. Bei konstanter Polymerisation von 20s ergeben

sich klinisch gute Ergebnisse in Bezug auf die Farbstabilität für alle Materialien bei dem hier verwendeten Lichtgerät. Somit ist das LED Lichtgerät den Halogen- und Plasma Lichtgeräten, die in früheren Studien untersucht wurden zeitlich überlegen, da es in kürzerer Zeit gute Ergebnisse in Bezug auf die Farbstabilität liefert [71,72,73,74,75]. In wirtschaftlich schwierigeren Zeiten ist dies ein Argument für die Wahl eines LED Lichtgerätes in Bezug auf optimaleres Zeitmanagement.

6.3 Einfluss der Polymerisationsdauer

Das in den Versuchen verwendete LED Lichtgerät bluephase ist bei kurzen Belichtungszeiten leistungsstärker als die in bisherigen Untersuchungen zur Farbstabilität untersuchten Lichtgeräte [65,71,73]. Dies lässt sich im Vergleich der Startwerte der untersuchten Materialien 90min nach Polymerisation ohne Einfluss eines Alterungsprozesses belegen. Dies gilt sowohl für die Helligkeitswerte L, die Gelbwerte b, als auch für die Rotwerte a. Die Werte liegen unabhängig von der Polymerisationsdauer und Polymerisationsmodus statistisch tolerabel beieinander. Einzige Ausnahme bilden die Admira exponentiell 10s polymerisierten Proben, deren Werte signifikant zu den Werten der Admira konstant 60s polymerisierten Proben sind.

Erst im Verlauf der Alterungsprozesse zeigen sich Polymerisationsdefizite, die bedingt durch die Materialzusammensetzung und/oder zu kurze/lange Belichtung erfolgt sind und sich durch den forcierten Alterungsprozess offenbaren. So kommt es bei sehr kurzer, exponentieller Belichtung nach SUNTEST zur Abnahme der Gelbwerte bei allen Materialien, was ursächlich für eine mangelnde Umsetzung des Initiatorsystems, speziell dem Campherchinon, spricht. Bei konstanter Polymerisation sind die 10s Belichtungszeiten bereits im tolerableren Bereich, allerdings erfolgt auch hier noch ein Bleaching nach SUNTEST. Erhöht man die Belichtungszeiten auf 60s bilden die Amine wie auch schon in anderen Studien erwiesen [72] gelbe Nebenprodukte, welche durch das Bleaching der Materialien infolge der Restinitiatorumsetzung anfänglich kompensativ überlagert werden [43].

Als optimale Belichtungszeit in beiden Modi sind die 20s Belichtungszeit anzusehen, da hier die stabilsten Ergebnisse, auch nach Alterungsprozess zu finden sind. Hier sind die Farbwerte im gesamten Versuchsverlauf am stabilsten und die Nebenpro-

dukte der Amine und die mangelnde Umsetzung des intensivgelben Campherchinons heben sich nahezu auf. Dies gilt für alle hier verwendeten Materialien. Bei zu langer Aushärtung 60s in beiden Modi ist zwar das Campherchinon vollständig umgesetzt, aber die Nebenprodukte der Amine sorgen hier für entsprechende Farbverschiebungen. Zu diesen Ergebnissen bezüglich anderer Parameter kamen auch Wiggings et al.[172], der für die HP LED bei 20s ausreichende Polymerisationstiefen fand, im Gegensatz zu Bala et al.[7], der 40s Polymerisationszeiten für klinisch notwendig erachtet.

6.4 Einfluss des Alterungsprozesses

Sowohl bei den dunkel gelagerten, als auch bei den dem SUNTEST zugeführten Proben finden die größten Messschwankungen innerhalb der ersten 24h statt. Diese Tatsache wird auch durch andere Studien bestätigt, die konstatieren, dass der Polymerisationsprozess nicht mit dem Ausschalten der Belichtungsquelle beendet ist [13,35,84,94]. Die durch den SUNTEST ablaufenden Alterungsprozesse sind denen der Wasserlagerung nicht vergleichbar, da durch die Hochleistungsbelichtung der Xenonlampe dem Material Energien zugeführt werden, die das Wasser als abschließliches Alterungsmedium nach 1 Tag Lagerung nicht aufweist. In der Literatur finden sich verschiedene Ursachen, die für die Farbveränderung durch SUNTEST verantwortlich sein könnten. Hier ist zum einen die Nachpolymerisation durch die durch die Erstpolymerisation nicht umgesetzten Initiator Systeme zu nennen. Dann die durch Nebenprodukte der aliphatischen und aromatischen Amine in der Matrix entstehenden gefärbten Abbauprodukte, die die Farbstabilität beeinflussen [13,58,71,72,73,75,142,151]. Ein weiterer Grund ist die Veränderung der Oberflächenmorphologie durch minimale Erosionen der organischen Matrix, wodurch Füllkörper in der Matrix frei liegen und es zu anderen Lichtbrechungsindexen kommt, welche ebenfalls die Farbstabilität beeinflussen [24,43,123,139,166].

Bei wassergelagerten Proben finden sich andere Kriterien warum Farbveränderungen auftreten. So spielt hier die Hydrophilie eines Materials eine wesentliche Rolle. Das bedeutet, dass mit zunehmendem Anteil anorganischer Füllstoffe, in dieser Arbeit bei Admira und Tetric Evo Ceram der Fall, die Wasseraufnahmekapazität des

Komposits abnimmt und somit die Farbstabilität zunimmt. Außerdem hat das Initiatorsystem hier keinerlei Einfluss auf die Wasseraufnahme, was bedeutet, dass die Wasseraufnahmekapazität des Werkstoffes mit der Farbveränderung korreliert [84,95,100,117,143,147,167]. Durch Wasseraufnahme eines Füllungsmaterials verändert sich seine Opazität. Mit der Opazität verändert sich die Lichtbrechung und das Material wirkt heller, da mehr Licht als vorher reflektiert wird. Dieser Effekt kann ein endogenes Nachdunkeln verschleiern bzw. aufheben [44,121,122,143].

Unmittelbar nach dem der Suntest durchgeführt wurde, wurden alle Proben von Tetric im konstant Modus erst einmal heller (positiver ΔL). Hier scheint das Initiatorsystem durch den Suntest vollständig umgesetzt worden zu sein. Bei Compoglass wurden nach Suntest wie bei Admira, zum Ausgangswert dunklere Ergebnisse gemessen, Ausnahme CompoglassF 10s Belichtungszeit. Für CompoglassF lässt sich das so erklären: Da es sich um ein Kompomer handelt, enthält es nur eine geringe Menge Initiatorsystem, da es auch durch Säure-Base-Reaktion aushärtet. Hier würde der fehlende Bleachingeffekt einen durch Erstpolymerisation vollständig umgesetzten Initiator erwarten lassen ab einer Belichtungszeit von 20s. Bei Admira tritt ebenfalls kein Bleaching auf, da hier die Zunahme der Rot-Werte das Bleaching maskiert. CompoglassF wird als einziges Material nach 180d heller, was die These der Wasseraufnahme und zunehmender Opazität des hydrophilsten verwendeten Materials bestätigt [84,95,100,117,143,147,167]. Die Farbabstandswerte aller Materialien nach SUNTEST sind größer als bei dunkler Wasserlagerung, gleichen sich aber mit zunehmender Zeit der Lagerung in Wasser an. Das untermauert wiederum die Wahl des SUNTESTs als geeignetes Alterungsverfahren. Die mittels SUNTEST erzielten Ergebnisse sind den klinischen Langzeitergebnissen in Wasser vergleichbar [102,105,167].

Nur bei Tetric Evo Ceram sind die Farbabstandswerte nach 180d Lagerung höher als innerhalb der ersten 24h nach Versuchsbeginn. Hier hat das Material vielleicht durch den aggressiven Suntest eine Schädigung in der Matrixstruktur erfahren, die durch die anschließende Wasserlagerung nicht mehr kompensiert werden konnte. Dies untermauern auch die wesentlich geringeren Farbabstandswerte der nur in Wasser gelagerten Proben von Tetric Evo Ceram.

7. Klinische Schlussfolgerungen

Die hier vorliegende Arbeit bestätigt, dass das neue LED Lichtgerät bluephase eine effektive Alternative zu den bisherigen Lichtgeräten ist. Es ist zeitsparend, da es auch bei kurzen 20s Polymerisationszeiten zu guten Ergebnissen in Bezug auf die Farbstabilität kommt. Außerdem ist das kabellose Handling ein weiterer Vorteil im täglichen Gebrauch. Der Akkubetrieb ist allerdings nur dann vorteilhaft, wenn der Akkuladezustand ausreichend ist. Ausreichend zur maximalen Leistungserbringung ist nur ein mindestens halbvolles bzw. voll aufgeladenes Akku. Die hier untersuchten Materialien erwiesen sich allesamt als farbstabil, unabhängig vom Polymerisationsmodus bei einer Mindestbelichtungszeit von 20s. Kürzere Belichtungszeiten gehen langfristig zu Lasten der Farbstabilität wie die 10s Ergebnisse dieser Arbeit gezeigt haben.

Was die Farbmessung betrifft, so ist hier eine Herausforderung an die Industrie zu stellen, einen einheitlichen Farbmaßstandard festzulegen. Dieser muss einfach zu handhaben sein, z.B. durch instrumentelle Messung, und er muss individuelle Parameter der Farbwahrnehmung ausschließen. Wie schwierig das ist zeigt allein die Menge der Literatur, die es zu diesem Thema in den unterschiedlichsten Fakultäten zu finden gibt. Solange wird also dem Kliniker nicht anderes übrigbleiben als Proben von den von ihm verwendeten Kompositmaterialien in Verbindung mit dem eigenen Lichtgerät anzufertigen, um eben diese als Farbmuster zu verwenden. Nur so können für den Patienten ästhetisch ansprechende Ergebnisse erzielt werden.

Bezüglich der endogenen Farbstabilität braucht sich der Kliniker dann keinerlei Sorgen mehr zu machen, sofern die verwendeten Materialien ein Photoinitatorsystem besitzen, dass auf den Wellenlängenbereich des Lichtgerätes abgestimmt ist. Die hier verwendeten Materialien, die alle Campherchinon als Photoinitiator enthalten und die bluephase mit ihrem Emissionsbereich passen somit optimal. Außerdem muss eine ausreichend lange Polymerisationszeit für die verwendeten Materialien eingehalten werden. Dann liegen auch klinische Ergebnisse außerhalb des für das ungeschulte Auge sichtbaren Bereiches.

8. Zusammenfassung

Das Ziel dieser Arbeit war es, die Farbstabilität moderner Füllungsmaterialien, hier einem Komposit (Tetric Evo Ceram), einem Ormocer (Admira) und einem Kompomer (Compoglass), bei Verwendung eines LED Lichtgerätes unter Berücksichtigung verschiedener Polymerisationsarten und –zeiten, während verschiedener Lagerungszeiten und –modi zu untersuchen, zu vergleichen und zu bewerten.

Es wurden jeweils 8 Prüfkörper von Admira, CompoglassF und Tetric Evo Ceram konstant oder exponentiell für 10s, 20s oder 60s mit einer hochenergiereichen LED Lampe belichtet. Farbmessungen wurden für jeden Prüfkörper nach dem Cie-Lab System (ΔL^* , Δa^* , Δb^*) vor und nach Wasserlagerung und vor und nach dem Alterungsprozess gemäß EN ISO 7491(SUNTEST) durchgeführt.

Die Ergebnisse lieferten nach statistischer Analyse signifikante Farbveränderungen nach den jeweiligen Alterungsprozessen, sowohl in den ΔL -, Δa -, Δb -Werten, als auch in den Farbabstandswerten ΔE . Diese Veränderungen hingen ab von der Polymerisationsdauer, dem Polymerisationsmodus und dem Alterungsprozess. Als signifikant wurden Werte $p < 0,05$ betrachtet.

Compoglass verhielt sich stabil während der Wasserlagerung, Admira und Tetric überschritten das klinisch relevante Limit von $\Delta E = 1$. Nach Durchführung des SUNTESTs und 180d Wasserlagerung, erreichte Tetric den höchsten Wert $\Delta E = 4,4 - 5,9$. Obwohl Compoglass und Admira sich im konstant Modus besser verhielten, erreichten auch sie einen Wert über $\Delta E = 1$. Allen Materialien gemeinsam war, dass sie höhere Rot Werte erreichten. Zusammenfassend bleibt festzustellen, dass die Farbstabilität abhängig ist vom Polymerisationsmodus, der Polymerisationszeit und dem Alterungsprozess. Nicht alle Materialien verhielten sich klinisch akzeptabel in allen Versuchsreihen. So zeigte Tetric klinisch inakzeptable ΔE Werte $> 3,3$. Die optimale Polymerisationszeit für alle Materialien und alle Aushärtungsmodi war 20s.

9. Literaturverzeichnis

- 1 ABU-BAKKR, N. ; HAN, L. ; OKAMOTO, A. ; IWAKU, M.:
Colour stability of compomer after immersion in various dietary components.
J Dent Res 79, Abstr. 398 (2000)
- 2 ARIKAWA, H.; KANIE, T.; FUJII, K.; BAN, S.:
Effect of radiation light characteristics on surface hardness of paint-on resin
for shade modification
Abstr. Dental Materials Journal Vol 24, 4, S. 636-41, 12 (2005)
- 3 ATTIN, T.; BUCHALLA; W.:
Werkstoffkundliche und klinische Bewertung von Kompomeren
Dtsch Zahnärztl Z Z 53, 766-774 (1998)
- 4 ATTIN, T.; OPATOWSKI, A.; MEYER, C.; ZINGG-MEYER, B.; BUCHALLA,
W.; MONTING, JS.:
Three-year follow up assessment of Class II restorations in primary molars
with a polyacid-modified composite resin and a hybrid composite
Am J Dent 14, 148-52 (2001)
- 5 AW, T.C.; NICHOLLS, J.I.:
Effect of Plasma arc light curing on polymerization shrinkage of composite
resins
Dent Mater 16, 335, Abstr. 1532 (2000)
- 6 BABASONO, K.; TAKAHASHI, H.; NISHIMURA, F.:
Curing efficiency of Xenon light on composite resins
J Dent Res 79, Abstr. 1797 (2000)
- 7 BALA, O.; OLMEZ, A.; KALAYCI, S.:
Effect of LED and halogen light curing on Polymerization of resin-based com-
posites
Oral Rehabil 32, 134-40 (2005)
- 8 BÄRWALD, R.;SONNTAG, D.; KOOK, K.; STACHNISS, V.:
In-vitro-Untersuchung zum Vergleich von Polymerisationsverfahren anhand
von Härteprofilen
DZZ 61 456-465 (2006)
- 9 BASEREN, M.:
Surface roughness of nanafill composite resin and ormocer-based tooth-
colored restorative materials after several finishing and polishing procedures
J Biomater Appl 19, 121-34 (2004)
- 10 BAUER, C.M.; KUNZELMANN, K.H.; HICKEL, R.:
Simulierter Nahrungsabrieb von Kompositen und Ormoceren
DZZ 50, 635-8 (1995)

- 11 BENN, S. et al:
Characterization of nanofilled compared to universal and microfilled composites
Dental Materials 23, 51-59 (2007)
- 12 BESNAULT, C.; HITMI, L.; ATTAL, J.P.; DEGRANGE, M.:
Effect of light emission on the flexural strength of 5 composites
Dent Mater 16, 336, Abstr. 1537 (2000)
- 13 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)
- 14 BOUILLAGUET, S.; CAILLOT, G.; FORCHELET, J.; CATTANI_LORENTE, M.; WATAHA, J.C.; KREJCI, I.:
Thermal risks from LED- and high-intensity QHT-curing units during polymerization of dental resins
J Biomed Mater 72, 260-7 (2005)
- 15 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)
- 16 BRAEM, M.J.; LAMBRECHTS, P.; GLADYS, S.; VANHERLE, G.:
In vitro fatigue behavior of restorative composites and glass ionomers
Dent mater 11, 137-141 (1995)
- 17 BRAUN, I:
Admira – ein Füllungssystem stellt sich vor
Dental Magazin 1, 64-67 (2000)
- 18 BUNDESINSTITUT FÜR ARZNEIMITTEL UND MEDIZINPRODUKTE:
Restaurationsmaterialien in der Zahnheilkunde
Konsenspapier in Zusammenarbeit mit BMG, BZÄK, KZVB, DGZMK und DGZ
Vom 01.07.1997
- 19 BURTSCHNER, P.; SALZ, U.; RHEINBERGER, V.:
Flexural Strength and Modulus of Laser Cured Composites
J Dent Res 77, Abst.Nr. 428 (1998)
- 20 CHRISMENT, A.:
Von der Farbe zur Farbmessung
Edition 3C Concil, Paris (1996)
- 21 COOK, W.D.; BEECH, D.R.; TYAS, M.J.:
Structure and properties of methacrylate based dental restorative materials
Biomaterials 6, 362-368 (1985)

- 22 COOK, W.D.; CHONG, M.P.:
Color stability and visual perception of dimethacrylate based composite resins
Bio Materials 6, 257-264 (1985)
- 23 COOK, W.D.:
Factors effecting the depth of cure of UV polymerized composites
J Dent Res 59, 800-808 (1980)
- 24 CRAIG, R.C.:
Optical, thermal and electrical properties
Rest. Dental Materials 39-63, Mosby Company (1989)
- 25 DANESH, G.; DAVIDS, H.; KAUP, M.; DAMMASCHKE, T.; REINHARDT, K.J.;
OTT, K.;
Werkstoffeigenschaften verschiedener Komposite nach Plasma- und Halogen-
lichtpolymerisation
DZZ 56, 161-5 (2001)
- 26 DEB S.; SEHMI, H.:
A comparative study of the properties of dental resin composites polymerized
with plasma and halogen light
Dent Mater 19, 517-22 (2003)
- 27 DE TREY:
Vorläufige Technische Information für Ceram –X
Stand 04.06.2003
- 28 DENTALVADEMECUM
Ärzteverlag 9. Auflage 2007/8
ISBN 978-3-7691-3338-7
- 29 DIN EN ISO 4049
Zahnheilkunde, Füllungs-, restaurative und Befestigungskunststoffe
Deutsche Fassung EN ISO 4049:2000
- 30 DIN 5033-1
Farbmessung, Grundbegriffe der Farbmetrik
(1979 -03-00)
- 31 DIN 5033-2
Farbmessung: Normvalenz Systeme, Int. Übereinstimmung mit
ISO 7724-1(1984), ISO/DIS 7724-1 (1997), ISO/CIE 10527 /CIE 527 (1991)
- 32 DREYER JÖRGENSEN, :
Vergleichende Qualitätsbeurteilung von Amalgam- und Kunststofffüllungen im
Seitenzahnbereich
DISS MedFAK Greifswald (2000)

- 33 EICHNER, K.; KAPPERT, H.F.;
Zahnärztliche Werkstoffe und ihre Verarbeitung Band 1, 8. Auflage
ISBN 3-13-127148-5, S. 173-210
- 34 ELIADES, G.C.; VOUGIOUKLAKIS, G.J.; CAPUTO, A.A.:
Degree of double bond conversion in light cured composites
Dent Mater 3, 19-25 (1987)
- 35 EL-KALLA, IH.; GARCIA-GODOY, F.:
Mechanical properties of compomer restorative materials
Oper Dent 24, 2-8 (1999)
- 36 ENGEL, A.K.;
Prinzipien der Wahrnehmung, Das visuelle System in G.Roth und W. Prinz
Kopfarbeit, Gehirnfunktion und kognitive Leistungen
Heidelberg Spektrum, pp. 181-207 (1996)
- 37 ERNST, CP.:
Licht ins Dunkel der Lichtpolymerisation – Teil I
Spitta Verlag und C KG (2006)
- 38 ERNST, CP.; BRANDENBUSCH, M.; VICTOR, A.; KLOSE, S.; ZIEGER, B.;
WILLERSHAUSEN, B.:
Randschluss adhäsiver Klasse-V-Restaurationen bei konventioneller und Soft-
Start-Polymerisation in vitro
DZZ 59, 504-3 (2004)
- 39 ERNST, CP.; BUSEMANN, I.; KERN, T.; WILLERSHAUSEN, B.:
Feldtest zur Lichtemissionsleistung von Polymerisationsgeräten in zahnärztli-
chen Praxen
DZZ 61, 466-71 (2006)
- 40 ERNST, CP.;SCHATTENBERG, A.; STENDER, E.; MEYER, GR.; WILLERS-
HAUSEN, B.:
Relative Oberflächenhärte verschiedener Komposite nach LED-Polymerisation
aus 7mm Abstand
DZZ 60, 154-60 (2005)
- 41 ERNST, CP.; WILLERSHAUSEN, B.:
Eine aktuelle Standortbestimmung zahnärztlicher Füllungskomposite
ZM 7, 30 (2003)
- 42 FEILZER, A.J.; DE GEE, A.J.; DAVIDSON, C.L.:
Curing contraction of composites and glassionomer cements
J Proth Dent 59, 297 (1988)
- 43 FERRACANE, J.; MOSER, J.B.; GREENER, E.H.:
Ultraviolet light-induced yellowing of dental restorative resins
J Prosthet Dent 54, 483-487 (1985)

- 44 GAGLIANI, M.; FADINI, L.; RITZMANN, J.:
Cure efficacy og high power curing devices vs traditional halogen
J Adhes Dent 4, 41-47 (2002)
- 45 GEGENFURTNER, K.:
Gehirn und Wahrnehmung, Fischer
ISBN 3-596-15564-9 (2003)
- 46 GEURTSSEN, W.; SCHOELER, U.:
A4-year retrospective clinical study of Class I and Class II composite restora-
tions
J Dent 25, 229 (1997)
- 47 GLADYS, S.; VAN MEERBEEK, B.; LAMBRECHTS, P.; VANHERLE, G.:
Microleakage of adhaesive restorative materials
Am J Dent 14, 170-176 (2001)
- 48 GORACCI, G.; CASA D MARTINIS, L.;MORI, G.:
Curing light intensity and marginal leakage of composite resin restorations
Quintess Int 27, 355 (1996)
- 49 HALLER, B.; HICKEL, R.; HUGO, B.; KUNZELMANN, K.H.; MERTE, K.H.; et
al.
Kompositrestaurationen im Seitenzahnbereich
Stellungnahme der DGZMK 66 /10 (2005)
- 50 HALLER, B.; SCHUSTER, P.:
Randqualität eines Ormocers (Admira) und eines Feinhybridkomposits (Ara-
besk Top) in Klasse-II-Kavitäten
DZZ 55, 331-5 (2000)
- 51 HARDERS, JW.:
Markt: Neues Komposite löst Markführer ab: Der König ist tot, hoch lebe der
König
Dental Magazin 1,100-05 (2005)
- 52 HARRIS, J.S.; JACOBSEN; O`DOHERTY, D.M:
The effect of curing light intensity and test temperature on the dynamic
mechanical properties of two polymer composites
J Oral Rehabilitation 26, 635-639 (1999)
- 53 HASEGAWA, T.; ITO,K.;YUKITANI, W.;WAKUMOTO, S.; HISAMITSU, H.:
Depth of cure and marginal adaptation to dentin of Xenon lamp polymerized
Resin composites
Oper dent 26, 585-590 (2001)
- 54 HEIDEMANN, D.; HELLWIG, E.; HICKEL, R.; KLAIBER, B.; STAEHLE, H.J.:
Direkte Kompositrestaurationen
DGZMK wissenschaftliche Stellungnahmen (2003)

- 55 HELIOSCH, S.:
Kunststoff statt Amalgam
Morgenwelt Media GmbH (09.10.2006)
- 56 HELLWIG, E.; KLIMEK, J.; ATTIN, TH.:
Einführung in die Zahnerhaltung, 3. Auflage
ISBN 3-437-05051-6, S. 145-93
- 57 HENNING, AC.; HELBIG, EB.; KLIMM, HW.;HAUFE, E.; RICHTER, G.:
Klinische Studie mit einemOrmocer (Admira) in Klasse-V-Mischkavitäten
Einjahresergebnisse
DZZ 57, 462-8 (2002)
- 58 HICKEL,R.:
Moderne Füllungswerkstoffe
DZZ 52 572-85 (1997)
- 59 HICKEL, R.; ERNST, H.P.; HALLER, B; HUGO, B.; KUNZELMANN, KH. et al:
Direkte Kompositrestaurationen im Seitenzahnbereich – Indikation und Lebensdauer
Wiss. Stellungnahme DGZMK, DtschZahnärztl. Z60, 10 (2005)
- 60 HIEBSCH, M.HJ.:
Statische Kontraktionsspannung und Härtebestimmung bei unterschiedlichen Polymerisationskonzepten
Diss MedFak München (2006)
- 61 HOFMANN, E.; ROSENTRITT, M.; BEHR, M.; LANG, R.; HANDEL, G.:
In vitro color stability of different shades of one restorative composite
J Dent Res 79, abstract 397 (2000)
- 62 HOFMANN, N; RENNER, J.; HUGO, B.; KLAIBER, B.:
Elution of leachable components from resin composites after plasma arc vs standard or soft-start halogen light irradiation
J Dent 30, 223-232 (2002)
- 63 HOFMANN; N.; HUGO, B.; SCHUBERT, K.; KLAIBER, B.:
Comparison between a plasma arc light source and conventional halogen curing units regarding flexural strength, modulus, and hardness of photoactivated resin composites
Clin Oral Invest 4, 140-147 (2000)
- 64 HUANG, C.; TAY, F.R.; CHEUNG, G.S.; KEI, L.H.; WIE, S.H.; PASHLEY, D.H.:
Hygroskopische Expansion eines Komonomers und eines Kompositen zur künstlichen Lückenreduktion
J Dent 30, 11-19 (2002)

- 65 IVOCLAR VIVADENT AG; VÖLKEL, TH.:
Wissenschaftliche Dokumentation bluephase, Produktinformation
2-23, (01/2004)
- 66 IVOCLAR VIVADENT AG; PRODUKTINFORMATION
Tetric® Evo Ceram, nano optimierte plastische Keramik
Keine Angabe zum Erscheinungszeitraum
- 67 ILIE, N.:
Messmethoden zur Charakterisierung von Füllungswerkstoffen
Diss MedFak , München (2004)
- 68 ILIE, N.; FELTEN, K.; TRIXNER, K.; HICKEL, R.; KUNZELMANN, KH.:
Shrinage behavior of a resin-based composite irradiated with modern curing
units
Dent Mater 21, 483-9 (2005)
- 69 ILIE, N.; KUNZELMANN, K.H.; HICKEL, R.:
Strategien der Lichtpolymerisation und deren Auswirkungen auf die initiale
Härte und Polymerisationstiefe
DZZ 59 , 398-404 (2004)
- 70 IMAZATO, S. ; TARUMI, H. ; KOBAYASHI, K.; HIRAGURI, H.; ODA, K.; TSU-
CHITANI, Y.:
Relationship between the degree of conversion and international discolora-
tion of light activated composite
Dent Mater 14, 23-30 (1995)
- 71 JANDA, R.; ROULET, J.F.; KAMINSKY, M.; STEFFIN, G.; LATTA, M.:
Colour stability of resin matrix restorative materials as a function of the method
of light activation
Eur J Oral Sci 112, 280–85 (2004)
- 72 JANDA, R.:
Der Stand der Entwicklung auf dem Gebiet der Zahnfüllungskunststoffe
Quintessenz 39
Teil I : 1067-1073 (1988)
Teil II : 1243-1253 (1988)
Teil III: 1393-1398 (1988)
- 73 JANDA, R.;ROULET, J.F.; LATTA, M.; STEFFIN, G.; RÜTTERMANN, S.:
Colour stability of resin-based filling materials after aging when cured with
plasma or halogen lights
Eur J Oral Sci 113, 251-57 (2005)
- 74 JANDT. K.D.; MILLS, R.W.; BLACKWELL, G.B.; ASHWORTH, G.H. .
Depth of cure and compressive strength of dental composites cured with blue
light emitting diodes (LEDs)
Dent Mater 16, 41-47 (2000)

- 75 KAMINSKY, M.:
Farbe und Farbstabilität von zahnärztlichen Füllungskunststoffen in Abhängigkeit von Polymerisationsmodus, Polymerisationsdauer und Lagerungsmedium
Diss MedFak Berlin (2003)
- 76 KAPPERT, J.; EICHNER, K.:
Zahnärztliche Werkstoffkunde und ihre Verarbeitung Bd. 2
Zahnärztliche Werkstoffe unter klinischen Aspekten, Thieme
ISBN 9783131273161 (2007)
- 77 KAPPERT, J.; EICHNER, K.:
Zahnärztliche Werkstoffkunde und ihre Verarbeitung Bd. 1
Grundlagen und Verarbeitung, Thieme
ISBN 3-13-127148-5 (2005)
- 78 KIM, J.; JANG, K.; LEE, S.; KIM, C.; HAHN, S.; GARCIA-GODOY, F.:
Effect of curing method and curing time of the microhardness and ware of pit and fissure sealants
Dent Mater 18, 120-127 (2002)
- 79 KIMMEL, KH.:
Optimale Arbeitstechnik als Grundlage der Qualitätssicherung
ZM, 02, 36 (2002)
- 80 KNEZEVIC, A.; TARLE, Z.; MENIGA, A.; SUTALO, J.; PICHLER, G.:
Influence of light intensity from different curing units upon composite temperature rise
J Oral Rehabil 32, 362-7 (2005)
- 81 KNEZEVIC, A.; TARLE, Z.; MENIGA, A.; SUTALO, J.; PICHLER, G.; RISTIC, M.
Photopolymerization of composite resins with plasma light
J Oral Rehabil 29, 782-786 (2002)
- 82 KOHLMAYER, B.; SCHELLER, H.:
Zahnfarbbestimmung mit dem PC-gestützten Messgerät „Digital Shade Guide“
DZZ 57, 3 (2002)
- 83 KOCH, M.J.; PIOCH, T.; STAEHLE, H.J.:
Kompomere.
In: Meiners, H.; Lehmann, K.M.: Klinische Materialkunde für Zahnärzte; Hanser-Verlag, München/Wien (1998)
- 84 KOLBECK, C.; ROSENTRITT, M.; BEHR, M.; LANG, R.; HANDEL, G.:
Farbbeständigkeit von Verblendkompositen nach künstlicher Alterung, Verfärbungslagerung und Reinigung
DZZ 58, 14-8 (2003)

- 85 KORAN, O.; KURSCHNER, R.:
Effect of sequential versus continuous irradiation of a light-cured resin composite on shrinkage, viscosity, adhesion and degree of polymerisation
Am J Dent 11, 17-22 (1988)
- 86 KRAMER, N.; GARCIA-GODOY, F.; FRANKENBERGER, R.:
Evaluation of resin composite materials. Part II: in vivo investigations.
Am J Dent 19, 75-81 (2005)
- 87 KRÄMER, N.:
Abrasionsbeständigkeit von Kompomeren und stopfbaren Glasionomern
DZZ 52, 186-189 (1997)
- 88 KROHN, J.:
Klinische Studie zur Untersuchung des Einflusses der Softstart-Polymerisation auf die Randqualität von Kompositfüllungen in Klasse V Kavitäten
Diss Med Fak Ernst-Moritz-Arndt Fakultät, Greifswald (2003)
- 89 KÜPPERS, H.:
Die Logik der Farbe, Theoret. Grundlagen der Farbenlehre, 2. Auflage
Calwey, München (1981)
- 90 KWON, TY.; KWON, YH.; ONG, JL.; KIM, KH.:
Light-polymerized compomers: coefficient of thermal expansion and microhardness
J Prosthet Dent 88, 396-401 (2002)
- 91 LANG, B.:
Grundlagen der Farbmessung an Oberflächen
Anwendungsbericht DOC 042.00.00017 (2004)
- 92 LATTA, M.; BARKMEIER, WW.; WILWERDING, TM.; BLAKE, SM.:
Localized wear of compomer restorative materials
Am J Dent 14, 238-40 (2001)
- 93 LEIBROCK, A.; BEHR, M.; ROSENTRITT, M.; HANDEL, G.:
Vergleichende in vitro Farbbeständigkeitsprüfung zahnfarbener Werkstoffe
DZZ, 51, 242-245 (1996)
- 94 LEUNG, R.; FAN, P.L.; JONSTON, W.M.:
Post-irradiation Polymerization of visible light activated composite resins
J Dent Rest 62, 363-365 (1983)
- 95 LI, Y.; SWARTS, 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)

- 96 LIM, BS.; MOON, H.J.; BAEK, KW.; HAHN, SH.; KIM CW.:
Colour stability of glass-ionomers and polyacid-modified resin-based composites in various environmental solutions
AMJ Dent 14, 241-6 (2001)
- 97 LIVINGSTONE, M.S.; HUBEL, D.H.:
Anatomy and physiology of a colour System in the primate visual cortex
The journal of Neuroscience 4, 309-356 (1997)
- 98 LÖSCHE, G.M.:
Color measurement for comparison of Campheroquinon conversion rate
J Dent Res 69, 161 Abstr. 985 (1990)
- 99 LOHBAUER, U.; RAHIOTIS, C.; KRAMER, N.; PETSCHERT, A.; ELIADES, G.:
The effect of different light-curing units on fatigue behavior and degree of conversion of a resin composite
Dent Mater 21, 608-15 (2005)
- 100 LUCKENBACH, T.:
Wasseraufnahme, Wasserlöslichkeit und Opazität von 16 Kompositfüllungsmaterialien
ZahnMed Diss Fu Berlin (1990)
- 101 LUTZ, F.; PHILLIPS, R.W.; ROULET, J.F.; IMFELD, T.:
Komposits – Klassifikation und Wertung
Schweiz. Monatsschr. Zahnmed 93, 914-929 (1983)
- 102 MADERER, P. ; EIFINGER, F.F.:
Klinische Nachuntersuchungen an Klasse IV Füllungen in Adhäsiv Technik
Schweiz Mschr Zahnheil 93 441-448 (1983)
- 103 MAGAZIN FÜR WISSENSCHAFT UND KULTUR; HELIOSCH;S.:
Kunststoff statt Amalgam
09.10.2006
- 104 MAHNHART, J.; HOLLWICH, B.; MEHL, A.; KUNZELMANN, K.H.; HICKEL, R.:
Randqualität von Ormocer- und Kompositfüllungen in Klasse-II-Kavitäten nach künstlicher Alterung
DZZ 2, 89-95 (1999)
- 105 MARX, H.:
Zur Farbbeständigkeitsprüfung zahnärztlicher Kunststoffe
DZZ 31 316-319 (1976)
- 106 MARXKORS, R.; MEINERS, H.:
Taschenbuch der zahnärztlichen Werkstoffkunde 5. Auflage
ISBN 3-934280-16-1 , S.255-80

- 107 MATERIAL SAFETY DATA SHEET TETRIC EVO CERAM:
Ivoclar Vivadent Inc., Amherst NY, USA
(2004)
- 108 MAYER, H.O.:
Einführung in die Wahrnehmungs-, Lern- und Werbepsychologie
Oldenbourg, ISBN 3-486-57675-5 (2005)
- 109 MEHL, A.; SOBOTTA, M.; HICKEL, R.;
Softstartpolymerisation von Kompositen in Klasse-V- Kavitäten
DZZ 12, 824-7 (1997)
- 110 MENIGA, A.; TARLE, Z.; RISTIC, M.;SUTALO, J.;PICHLER, G.:
Pulsed blue laser curing of hybrid composite resins
Biomat 18, 1349-1354 (1997)
- 111 MORTIER,E.; GERDOLLE, DA.; JAQUOT, B.; PANIGHI, MM.:
Importance of water sorption and solubility studies for couple bonding agent-
resin-based filling materials
Oper Dent 29, 669-76 (2004)
- 112 NALCAGI, A.; KUCUKESMEN, C.; ULUDAG, B.:
Effect of high-powered LED polymerization on the shear bond strength of a
light-polymerized resin luting agent to ceramics and dentin
Abstr. J. Prothet Dent 94, 140-5 (2005)
- 113 NGO, S.; FAY, R.M.; POWERS, J.M.:
Color stability of packable composites exposed to staining and aging
J Dent Res 79, abstract 393 (2000)
- 114 NIEDEREE, R.:
Die Erscheinungsweisen der Farben und ihre stetigen Übergangsformen
Habilitationsschrift, PhilFak, Kiel,(1998)
- 115 NITTA, K.:
Effect of light guide Tipp diameter of LED-light curing unit on polymerization of
light-cured composites
Dent Mater 21, 217-23 (2005)
- 116 OBERHOLZER, T.G.;PAMEIJER, C.H.; GROBLER, S.R., ROSSOUW, R.J.:
Volumetric polymerisation shrinkage of different dental restorative materials.
Journal ofthe South African Dent Ass 59, 8-12 (2004)
- 117 ODAK, S.; VAIDYANATHAN, T.K.:
Influence of filler parameters on water sorption of dental composites
J Dent Res 68, 302 Abstract 907 (1989)
- 118 OLMEZ, A.; OZTAS, N.;BODUR, H.:
The effect of flowable resin composite on mikroleakage and internal voids in
class II composite restorations
Oper Dent 29, 713-9 (2004)

- 119 PARK, S.; KREJCI, I.; LUTZ, F.:
Microhardness of resin composites polymerized by plasma arc or conventional visible light curing
Oper Dent 27, 30-37 (2002)
- 120 PELKA, M.; EBERT, J.; SCHNEIDER, H.; KRÄMER, N.; PETSCHERT, A.:
Comparison of two- and three-body wear of glass-ionomers and composites
Eur J Oral Sci, 104, 132-137 (1996)
- 121 PEUTZFELDT, A.; SAHAFI, A.; ASMUSSEN, E.:
Characterization of resin composites polymerized with plasma arc curing units
Dent mater, 16, 330-336 (2000)
- 122 POWERS, J.M.; BAKUS, E.R.; GOLDBER, A.J.:
In vitro color changes of posterior composites
J Dent Res 66, 209 Abstract 823 (1987)
- 123 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)
- 124 POWERS, J.M.; YEH, C.L.; MIYAGAWA, Y.:
Optical properties of composites of selected shades in white light
J Oral Rehabil 10, 319-324 (1983)
- 125 RASETTO, F.; DRISCOLL, C.; VON FRAUNHOFER, J.:
Effect of light source and time on the polymerization of resin cement through ceramic veneers
J Prosthodont 10, 133-139 (2001)
- 126 REICHEL, F.X.:
Toxikologie zahnärztlicher Restaurationsmaterialien
ZM 7, 64-74 (2003)
- 127 REINHARDT, K.-J.:
Der Einfluss der Lichtquelle auf die Randständigkeit von Kompositfüllungen
DZZ 46, 132 (1991)
- 128 RICHTER, M.:
Einführung in die Farbmeterik
ISBN 978-3110092098 Gruyter Verlag (1980)
- 129 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)
- 130 ROSENTRITT, M.; LANG, R.; BEHR, M.; HANDEL, G.:
Veränderungen der Farbe von Füllungs- und Verblendkompositen durch Kurzzeit-UV-Exposition
DZZ 53, 655-8 (1998)

- 131 ROSIN, M.; STEFFEN, H.; KONSCHAKE, C.; GREESE, U.; TEICHMANN, D.; HARTMANN, A.; MEYER, G.:
One-year evaluation of anOrmocer restorative-a multipractice clinical trial
Clin oral Investig. 7, 20-6 (2003)
- 132 RUSE, N.D.:
What is a "compomer" ?
J Can Dent Assoc 65, 500-504 (1999)
- 133 RZANNY, A.; WELKER, D.:
Aktuelle zahnfarbene Füllungswerkstoffe- eine werkstoffkundliche Standortbestimmung
Zahnärztl Prax 3, 6-14 (2000)
- 134 SCHLÄPFER, K.:
Farbmetrik in der graphischen Industrie
KGRA St. Gallen 3. Aufl.
ISBN 3-9520403-1-2 (2002)
- 135 SCHOCH, M.; KRÄMER, N.; FRANKENBERGER, R.; PETSCHERT, A.:
Direct posterior composite restorations with a new adhesive system:
One-year results:
J Adhesive Dent 1, 167 (1999)
- 136 SCHULZE, KA.; TINSCHERT, J.; MARSHALL, SJ.;MARSHALL, GW.:
Der Einfluss der Alterung auf die Farbbeständigkeit und Oberflächenbeschaffenheit von Kompositen
DZZ 58, 266-72 (2003)
- 137 SCHYNOWSKI, F.:
Hochleistungs LED Lampe für Lichtpolymerisation
Cumdente (2006)
- 138 SCIENTIFIC DOCUMENTATION TETRICEVOCERAM;
Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Lichtenstein
(2005)
- 139 SEHER, J.; VIOHL, J.:
In vitro Verfärbungen von Kunststoffen durch Farbstoffe und UV Strahlung
DZZ 47, 634-636 (1992)
- 140 SETZ, J.; LIN, W.; M PFEIFER, H.:
Farbbeständigkeit lichtpolymerisierender Komposite
DZZ 45, 666-668 (1990)
- 141 SHATA, A.; NATHASON,D.; POBER, R.; WU, B.:
Effect of argon laser on the degree of conversion, depth of cure, mechanical properties and microleakage of light-cured dental composite resins
J Dent Res 79, Abstr.Nr. 1800 (2000)

- 142 SHINTANI, H.; YAMAKI, M.; INOUE, T.:
Analysis of Camphorquinone in visible light cured composite resins
Dent Mater 1, 124-126 (1985)
- 143 SÖDERHOLM, K.-J.M.:
Die hydrolytische Degradation von Kompositen.
Teil 1. Physikalisch chem.. Grundlagen
Teil 2: Folgen für die Anwendung in der Praxis
PHILLIP, J. 5, 323-328 (1988); 6, 75-78 (1989)
- 144 SOLTÉSZ, U.; KAIBER, B.; BUTZ, W.:
Festigkeits- und Abrasionsverhalten von quarzgefüllten Kompositen nach Alterung und Thermocycling.
DZZ 39: 101-104 (1984)
- 145 STAHL, F.; ASHWORTH, SH.; JANDT, KD.; MILLS, RW.:
Light-emitted diode (LED) polymerisation of dental composites: flexural properties and polymerisation potential
Biomaterials 13, 1379-85 (2000)
- 146 STAVRIDIAKIS, MM.; DIETSCHI, D.; KREJCI, I.:
Polymerization shrinkage of flowable resin-based restorative materials
Oper Dent 30, 118-28 (2005)
- 147 ST. GERMAIN, H.; SWARTS, 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)
- 148 STOLL, R.; SCHULTE, A.; STAHL, H.; STACHNISS, V.:
Zur Differenzierung von Dimensions- und Formstabilität bei verschiedenartigen Modellmaterialien
DZZ 49, 695-7 (1994)
- 149 STOLL, R.; KOOK, K.; KUNZELMANN, KH.; ZOFEL, P.; STACHNISS, V.:
Influence of high-speed polymerization method on the marginal integrity of composite fillings in Class-II cavities
Clin Oral Investig., 4, 42-9 (2000)
- 150 STRYDOM, C.:
Polymerization and polymerization shrinkage stress: fast cure versus conventional cure
SADJ 60, 252-3 (2005)
- 151 SWARTZ, M.L.; MOORE, B.K.; PHILLIPS, R.W.; RHODES, B.F.:
Direct filling restorative resins, a comparative study
J.Prothet Dent 47, 163-170 (1982)
- 152 SWARTZ, M.L.; PHILLIPS, R.W.; RHODES, B.F.:
Visible light- activated resins – Depth of cure
JADA 106, 634 -637 (1983)

- 153 TAGTEKIN, DA.; YANIKOGLU, FC.; BOZKURT, FO.; KOLOGLU, B.; SUR, H.:
Selected characteristics of an Ormocer and a conventional hybrid resin composite
Dent Mater 20, 487-97 (2004)
- 154 TAHER;NM.:
The effect of bleaching agents on the surface hardness of tooth colored restorative materials
J Contemp Dent Pract 6, 18-26 (2005)
- 155 TARLE, Z.; MENIGA, A.; KNEZEVIC, A.; SUTALO, J.; RISTIC, M.; PICHLER, G.:
Composite conversion and temperature rise using a conventional plasma arc and an experimental blue LED curing unit
J Oral Rehabil 29, 662-667 (2002)
- 156 THORMANN, J.; LUTZ, F.:
Typenprüfung von Lichtpolymerisationsgeräten II: Stand 1998
Schweiz Monatsschr Zahnmed 109 , 1299-11312 (1999)
- 157 THORMANN, J.; LUTZ, F.:
Typenprüfung von Lichtpolymerisationsgeräten I: Prüfungsprotokoll
Schweiz Monatsschr Zahnmed 109 , 1191-1197 (1999)
- 158 TREMPETIC, R.:
Interaktive biologische Effekte von organischen Kompositbestandteilen und Natriumfluorid
Diss Med Hochschule Hannover (2005)
- 159 TREUNERT, I.; FABER, F.J.:
Messtechnische Zahnfarbbestimmung – Vergleich verschiedener Messgeräte
Dtsch Zahnärztl. Z 58, 546 -8 (2003)
- 160 TREUNERT, I.; FABER, F.J.:
Einfluss von Farbpigmentierung und Transluzens auf die Messwerte verschiedener Farbmessgeräte
DZZ 59, 458-61 (2004)
- 161 TYAS, M.J.:
Three-year clinical evaluation of a polyacid-modified resin composite (Dyract).
Oper Dent 25, 152-154 (2000)
- 162 UHL, A.; SIGUSCH, BW.; JANDT, KD.:
Second generation LEDs for the polymerization of oral biomaterials
Dent Mater 20, 80-7 (2004)

- 163 UHL, A.; MILLS, RW.; RZANNY, AE.; JANDT, KD.:
Time dependence of composite shrinkage using halogen and LED light curing
Dent Mater 21, 278-86 (2005)
- 164 UCHIDA, H.; VAIDYANATHAN, J.; VISWANADHAN, Th.; VAIDYANTHAN, T.K.:
Color stability of dental composites as a function of shade
J Proth Dent 79, 372-377 (1998)
- 165 VENZ, S.; ANTONUCCI, J.M.:
Effect of photoaccelerators on curing and discoloration of composites
J Dent Res 66, 246, Abstr 1113 (1987)
- 166 VIOHL, J.:
Spezifikationsprüfungen für Kunststoff – Füllungswerkstoffe
in Müller- Kalben, M.F.:
Füllungswerkstoffe auf Kunststoffbasis
Bayer Dental Leverkusen (1982)
- 167 VIOHL, J.; EICKHOFF, A.:
Wasseraufnahme und Löslichkeit von Füllungskunststoffen in Abhängigkeit
vom Mischungsverhältnis bzw. von der Bestrahlungszeit
DZZ 34, 687-690 (1979)
- 168 VOCO FORSCHUNG UND ENTWICKLUNG; HARTMANN, Dr.:
Admira, Das Ormocer® basierende Füllungssystem
Produktinformation 2-14, 01.05.2003
- 169 VOELZ, H.:
Industrielle Farbprüfung, Weinheim
ISBN 9783527364189, Wiley – VCH Verlag GmbH (2001)
- 170 WATAHA, J.C.; RUEGGERBERG, F.A.; LAPP, C.A.; LEWIS, J.B.; LOCK-
WOOD, P.E.; ERGLE, J.W.; METTENBERG, D.J.:
In vitro cytotoxicity of resin-containing restorative materials after aging in arti-
ficial saliva.
Clin Oral Invest 3, 144-149 (1999)
- 171 WENDL, B.; DROSCHL, H.; KERN, W.:
Verbessern verschiedene Arten der Lichtpolymerisation die Qualität des Kle-
bers?
DZZ 58, 180-2, (2003)
- 172 WIGGINS, KM.; HARTUNG, M.; ALTHOFF, O.; WASTIAN, C.; MITRA, SB.:
Curing performance of a new-generation light-emitting diode dental curing unit
J Am Dent Assoc. 135, 1471-9 (2004)
- 173 WOLTER, H.; STORCH, W.; OTT, H.:
Dental filling materials (Posterior composites) based on inorganic/organic co-
polymers (Ormocers)
35th IUPAC Internat Symp Macromolecules Akron, (1994)

- 174 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)
- 175 YOON, T.; LEE, Y.; LIM, B.; KIM, C.:
Degree of polymerization of resin composites by different light sources
J Oral Rehabil, 29, 1165-1173 (2002)

10 Anhang

10.1 Materialliste

- 1 2 Probenformen; Forschungswerkstatt Charité der HU, D-10099 Berlin
- 2 Polymerisationslampe bluephase, Ivoclar Vivadent GmbH, Dr. Adolf-Schneider-Str. 2, D-73479 Ellwangen, Jagst Deutschland
- 3 Spektralphotometer X-Rite SP62 Serie, X-Rite GmbH, Stollwerckstr. 32, D-
- 4 PC Compaque Deskpro und Fujitsu, Siemens
- 5 Software „Colortools“ v 1,5 datacolor, CH- 8305 Dietlikon
- 6 Suntest-Gerät CPS+, Atlas Material Testing Technology GmbH, D-63558 Gelnhausen
- 7 Thermostat TD Lauda, Wobser, D-6970 Lauda-Königshofen
- 8 Wärmeschrank Memmet, Modell 400, Memmet GmbH + Co KG, D-85400 Schwabach
- 9 Hydraulikpresse 1290, Leleux, D- 46149 Oberhausen
- 10 Stativ, ART- 2369.1, Carl-Roth GmbH + Co, D 76185 Karlsruhe
- 11 Hebebühne DIN 12897, Karl Kurt Juchheim, Laborgeräte GmbH, D 54470 Bernkastel Kues
- 12 Software SPSS 12.1, SPSs Software D- München
- 13 Digitalphotometer, Curing Light Meter, Bengliogl-Dental, TR –Ankara
- 14 Spatel
- 15 Skalpell
- 16 Photoboxen
- 17 Messpipetten
- 18 Trockentuch
- 19 Polyethylenfolie

10.2 Messergebnisse

	Admira						Compoglass F						TetricEvoCeram					
	Konstant			Exponential			Konstant			Exponential			Konstant			Exponential		
	10s	20s	60s	10s	20s	60s	10s	20s	60s	10s	20s	60s	10s	20s	60s	10s	20s	60s
Startwerte: 90min. nach Polymerisation, Dunkellagerung und RT																		
L*	76.9 (1.4)	77.3 (1.0)	76.5 (1.2)	78.5 (1.7)	79.1 (1.7)	78.4 (1.3)	78.3 (0.9)	79.3 (1.5)	78.7 (1.0)	78.8 (1.0)	79.9 (0.8)	80.1 (1.2)	74.7 (0.7)	74.9 (0.7)	73.8 (0.7)	75.2 (0.7)	75.3 (0.9)	74.6 (0.6)
a*	2.3 (0.5)	2.9 (0.2)	2.7 (0.3)	2.1 (0.2)	2.6 (0.4)	2.7 (0.4)	3.0 (0.6)	2.7 (0.7)	2.8 (0.3)	3.0 (0.3)	2.8 (0.3)	2.6 (0.8)	6.4 (0.6)	7.0 (0.5)	6.4 (0.3)	6.7 (0.5)	6.8 (0.3)	6.7 (0.3)
b*	22.6 (1.7)	22.5 (1.7)	20.6 (0.6)	23.7 (0.8)	21.4 (1.4)	19.4 (1.1)	33.2 (1.0)	31.7 (1.4)	30.7 (1.3)	33.1 (0.8)	32.3 (0.7)	30.5 (1.6)	29.5 (0.5)	29.4 (0.7)	27.6 (1.0)	30.5 (0.7)	30.0 (0.6)	28.2 (0.7)
Endwerte nach 180d Dunkellagerung, in Wasser bei 37°C																		
ΔL	1.0 (1.3)	0.8 (0.9)	0.6 (0.7)	-1.3 (1.4)	-2.3 (1.5)	-2.2 (1.4)	0.8 (0.8)	1.0 (1.5)	0.6 (0.8)	1.3 (0.7)	0.1 (0.6)	0.3 (1.1)	-1.3 (1.0)	-1.7 (0.7)	-0.7 (0.3)	-2.0 (2.0)	-1.5 (0.5)	-1.7 (0.5)
Δa	0.3 (0.1)	0.3 (0.2)	0.3 (0.2)	0.8 (0.2)	0.5 (0.4)	0.5 (0.4)	0.9 (0.4)	0.6 (0.6)	0.6 (0.4)	0.3 (0.2)	0.7 (0.3)	0.6 (0.5)	1.4 (0.9)	0.9 (0.5)	1.2 (0.2)	1.1 (0.6)	1.2 (0.4)	1.1 (0.3)
Δb	-1.7 (2.0)	-0.8 (1.2)	0.5 (1.2)	0.0 (2.3)	0.3 (1.0)	1.0 (1.1)	0.0 (1.1)	-0.1 (1.4)	0.7 (0.7)	-0.7 (0.8)	0.5 (0.5)	0.6 (1.1)	0.0 (1.4)	0.4 (0.7)	1.6 (0.5)	-0.7 (0.4)	1.2 (0.7)	1.3 (0.5)
ΔE	2.2 (2.2)	1.4 (1.3)	1.4 (0.8)	2.8 (1.3)	2.8 (1.1)	3.0 (0.8)	1.8 (0.5)	2.0 (1.3)	1.5 (0.6)	1.8 (0.3)	1.2 (0.3)	1.8 (0.3)	2.7 (0.7)	2.2 (0.4)	2.2 (0.4)	2.9 (2.1)	2.4 (0.5)	2.5 (0.2)

	Admira						Compoglass F						TetricEvoCeram					
	Konstant			Exponential			Konstant			Exponential			Konstant			Exponential		
	10s	20s	60s	10s	20s	60s	10s	20s	60s	10s	20s	60s	10s	20s	60s	10s	20s	60s
Startwerte: 90min. nach Polymerisation, Dunkellagerung und RT																		
L*	78.4 (1.1)	77.9 (1.8)	78.2 (1.5)	77.9 (1.2)	78.7 (1.2)	77.5 (1.1)	78.5 (0.6)	78.9 (1.1)	79.1 (1.0)	78.7 (0.7)	78.2 (0.9)	78.0 (0.8)	74.4 (1.3)	73.7 (0.8)	74.8 (0.9)	71.0 (0.5)	73.3 (1.2)	73.1 (0.9)
a*	2.3 (0.4)	2.5 (0.4)	2.8 (0.5)	2.3 (0.2)	2.6 (0.3)	2.5 (0.2)	3.2 (0.3)	2.5 (0.4)	2.8 (0.5)	3.3 (0.3)	3.1 (0.2)	2.9 (0.3)	6.8 (0.6)	5.8 (0.7)	6.4 (0.5)	5.1 (0.5)	6.1 (0.7)	6.2 (0.5)
b*	24.2 (1.3)	21.6 (1.4)	21.3 (0.9)	25.4 (0.5)	22.6 (0.9)	19.7 (0.6)	33.5 (0.6)	31.6 (1.5)	31.3 (1.1)	33.4 (0.7)	32.1 (1.1)	30.7 (0.5)	29.3 (1.3)	27.9 (0.8)	28.0 (0.8)	25.5 (0.7)	27.6 (1.2)	26.9 (0.7)
Farbveränderungen nach 1d nach SUNTEST																		
ΔL	-1.6 (1.0)	-1.1 (1.4)	-2.2 (1.2)	-2.2 (1.3)	-3.3 (1.9)	-1.5 (1.2)	0.2 (0.6)	-1.4 (1.1)	-1.8 (1.1)	-0.4 (0.5)	-0.2 (0.7)	0.6 (0.6)	-1.4 (1.4)	-0.8 (0.7)	-1.0 (0.7)	1.9 ₁₂ (0.7)	-0.7 ₁ (1.3)	-0.7 ₂ (0.8)
Δa	1.4 (0.6)	0.7 (0.5)	0.7 (0.8)	2.4 (0.9)	0.8 (0.6)	0.7 (0.4)	0.6 (0.2)	0.5 (0.4)	0.8 (0.5)	-0.7 (0.6)	0.7 (0.1)	0.9 (0.2)	1.2 (0.9)	0.4 (0.7)	0.2 (1.1)	2.2 ₁₂ (0.6)	0.5 ₁ (0.5)	0.1 ₂ (0.5)
Δb	-0.8 (1.4)	0.9 (1.2)	1.8 (1.1)	-1.1 ₁ (0.9)	-0.4 ₂ (1.2)	2.4 ₁₂ (1.2)	-3.6 ₁₂ (1.3)	1.2 ₁ (1.3)	1.8 ₂ (1.4)	-2.0 (1.8)	-0.3 (1.7)	-1.9 (1.4)	-0.5 (1.7)	0.2 (1.9)	-0.3 (2.0)	2.5 (1.7)	-1.2 (1.0)	-0.5 (0.9)
ΔE	2.9 (0.6)	2.3 (1.1)	3.4 (0.9)	3.8 (0.9)	3.8 (1.6)	3.1 (1.2)	3.7 (1.3)	2.4 (1.1)	3.1 (1.0)	2.5 (1.6)	1.7 (1.0)	2.3 (1.3)	2.9 (0.8)	2.2 (0.6)	2.4 (1.0)	3.9 (1.7)	2.1 (0.7)	1.5 (0.5)
Endwerte nach 180d Dunkellagerung, in Wasser bei 37°C																		
ΔL	-1.3 (1.3)	-0.6 (1.4)	-1.2 (1.4)	-1.6 (1.3)	-2.6 (1.3)	-0.8 (0.6)	1.2 (0.3)	0.3 (0.9)	0.0 (1.3)	1.3 (0.6)	1.8 (0.5)	2.1 (0.5)	-1.6 (0.9)	-1.7 (0.4)	-2.5 (0.8)	1.6 ₁₂ (2.0)	-0.9 ₁ (1.9)	-1.1 ₂ (0.8)
Δa	1.3 (0.4)	1.2 (0.4)	0.8 (0.4)	1.5 (0.4)	1.1 (0.3)	1.1 (0.2)	1.0 (0.2)	1.3 (0.4)	1.1 (0.3)	1.0 (0.6)	1.1 (0.2)	1.1 (0.1)	1.4 (0.4)	1.7 (0.4)	1.6 (0.3)	2.7 ₁₂ (0.6)	1.6 ₁ (0.6)	1.5 ₂ (0.4)
Δb	-0.9 (1.0)	1.0 (1.2)	1.3 (0.9)	-2.3 ₁ (0.6)	0.2 ₁ (1.1)	2.4 ₁ (0.8)	-2.0 ₁₂ (1.1)	1.6 ₁ (1.5)	1.1 ₂ (0.9)	-3.3 (1.2)	-1.1 (2.2)	-1.6 (1.6)	0.4 ₁ (1.5)	3.2 ₁ (1.4)	2.9 (1.5)	2.5 (3.6)	0.6 (1.4)	2.1 (1.0)
ΔE	2.5 (0.9)	2.4 (0.6)	2.6 (0.4)	3.5 (0.8)	3.1 (1.1)	2.9 (0.8)	2.6 (0.8)	2.5 (1.0)	1.5 (0.4)	3.8 (1.1)	3.1 (1.1)	3.1 (1.0)	2.7 (0.5)	4.1 (1.3)	4.4 (1.1)	5.4 ₁₂ (1.9)	3.0 ₁ (0.9)	3.0 ₂ (0.8)

10.3 Danksagung

Besonderer Dank gilt Herrn Prof. Dr. rer. nat. R. Janda für die Überlassung des Themas, die immer sehr kompetente Betreuung während aller Arbeitsschritte, für sehr engagiert geführte Diskussionen und schnelle, direkte Hilfestellung bei Fragen. Außerdem bedanke ich mich für die Einführung in eine wissenschaftliche Arbeitsweise und die Betreuung bei der statistischen Auswertung der Versuchsergebnisse.

Ich danke Herrn Prof. Dr. W.H.-M. Raab für die Überlassung der Räumlichkeiten und Versuchsgeräte innerhalb seiner Abteilung für Zahnerhaltung, die ich zur Durchführung meiner Dissertation benötigt habe.

Bei Dr. Marion Seltmann bedanke ich mich für die Einarbeitung in die Untersuchungsmethoden, Techniken der Messgeräte, für die nette Kommunikation und schnelle Hilfe bei Problemlösungen.

Herrn PD Dr. Stefan Rüttermann danke ich für die Klärung formeller Angelegenheiten, sowie die Unterstützung bei Beschaffung von Materialien und Geräten.

Den Firmen danke ich für die Bereitstellung der Materialien, wodurch die Versuche letztlich erst möglich wurden.

Meinem Mann Gino, meinen Kindern Lisa, Lena und Luca danke ich für die Zeit, die sie mir zur Anfertigung dieser Arbeit gelassen haben, sowie die seelische und moralische Unterstützung.

10.4 Curriculum Vitae

	Andrea Servos geb. Kobecke *13. April 1967 in Düsseldorf Familienstand verheiratet, drei Kinder Schule Gymnasium Schule Marienberg, Neuss allgemeine Hochschulreife Ausbildung Ausbildung zur Zahntechnikerin Gesellenbrief Berufspraxis vor dem Studium Zahntechnikerin Kallen, Neuss Aushilfstätigkeit im kaufmännischen Bereich Abteilungsleiterin United Parcel Service, Neuss Abteilungsleiterin TNT Express GmbH, Hilden Elternzeit Studium Studium der Zahnmedizin, Heinrich Heine Universität naturwissenschaftliche Vorprüfung zahnärztliche Vorprüfung Staatsexamen Zahnmedizin und Approbation Gesamtnote Sehr gut Assistenzzeit in ZA-Praxis AOK Zahnklinik, Düsseldorf
1977 - 1986	
1986 – 1989	
1989	
1989 - 1990	
1991	
1991–1992	
1992	
2000 – 2006	
2001	
2003	
2006	
2007-2009	
seit 2009	

Abstract

Das Ziel dieser Arbeit war es, die Farbstabilität moderner Füllungsmaterialien, hier einem Komposit (Tetric Evo Ceram), einemOrmocer (Admira) und einem Kompomer (Compoglass), bei Verwendung eines LED Lichtgerätes unter Berücksichtigung verschiedener Polymerisationsarten und –zeiten, während verschiedener Lagerungszeiten und –modi zu untersuchen, zu vergleichen und zu bewerten.

Es wurden jeweils 8 Prüfkörper von Admira, CompoglassF und Tetric Evo Ceram konstant oder exponentiell für 10s, 20s oder 60s mit einer hochenergiereichen LED Lampe belichtet. Farbmessungen wurden für jeden Prüfkörper nach dem Cie-Lab System (ΔL^* , Δa^* , Δb^*) vor und nach Wasserlagerung und vor und nach dem Alterungsprozess gemäß EN ISO 7491(SUNTEST) durchgeführt.

Die Ergebnisse lieferten nach statistischer Analyse signifikante Farbveränderungen nach den jeweiligen Alterungsprozessen, sowohl in den ΔL -, Δa -, Δb -Werten, als auch in den Farbabstandswerten ΔE . Diese Veränderungen hingen ab von der Polymerisationsdauer, dem Polymerisationsmodus und dem Alterungsprozess. Als signifikant wurden Werte $p < 0,05$ betrachtet.

Compoglass verhielt sich stabil während der Wasserlagerung, Admira und Tetric überschritten das klinisch relevante Limit von $\Delta E = 1$. Nach Durchführung des SUNTESTs und 180d Wasserlagerung, erreichte Tetric den höchsten Wert $\Delta E = 4,4 - 5,9$. Obwohl Compoglass und Admira sich im konstant Modus besser verhielten, erreichten auch sie einen Wert über $\Delta E = 1$. Allen Materialien gemeinsam war, dass sie höhere Rot Werte erreichten. Zusammenfassend bleibt festzustellen, dass die Farbstabilität abhängig ist vom Polymerisationsmodus, der Polymerisationszeit und dem Alterungsprozess. Nicht alle Materialien verhielten sich klinisch akzeptabel in allen Versuchsreihen. So zeigte Tetric klinisch inakzeptable ΔE Werte $> 3,3$. Die optimale Polymerisationszeit für alle Materialien und alle Aushärtungsmodi war 20s.

gez. u. genehmigt: Herr Prof. Dr. rer. nat. Ralf Janda am 16.10.2009

