

Aus der Poliklinik für Zahnerhaltung und Parodontologie der
Ludwig-Maximilian-Universität München

Prof. Dr. R. Hickel

Farbanalyse von direkten Komposit Frontzahnrestorationen

Dissertation

zum Erwerb des Doktorgrades der Zahnheilkunde

an der Medizinischen Fakultät der

Ludwig-Maximilians-Universität München

vorgelegt von

Raquel Neumann

aus

Buenos Aires, Argentinien

2007

Mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät
der Universität München

Berichterstatter: Prof. Dr. K. H. Kunzelmann

Mitberichterstatter: Prof. Dr. Dr. h. c. W. Gernet

Mitbetreuung durch den

Promovierten Mitarbeiter: Dr. N. Ilie

Dekan: Prof. Dr. med. D. Reinhardt

Tag der mündlichen Prüfung: 26.04.2007

Meinen Eltern

Dr. Ernesto Neumann

Cecilia Mascarenhas Lobo de Neumann

1. Einleitung	8
2. Farbwissenschaftliche Grundlagen	11
2.1. Lichtquellen	12
2.2. Objekt	14
2.3. Beobachter	17
2.4. Farbmessung	21
2.4.1. Kolorimeter bzw. Spektralphotometer	27
3. „Multi-Shade“-Kompositsysteme	31
4. Farbmessung in der Zahnmedizin	33
5. Zielsetzung	37
6. Material und Methoden	39
6.1. Verwendete Materialien	39
6.1.1. Shade Vision System	39
6.2. Probenherstellung	42
6.2.1. Flache Proben	42
6.2.2. Zahnförmige Proben	43
6.2.2.1. „Single-Shade“-Technik	43
6.2.2.2. „Multi-Shade“-Technik	44
6.3. Messverfahren	47

6.3.1. Einfluss der Form auf die Farbe	49
6.3.2. Einfluss der Umgebung auf die Farbe	49
6.3.3. Analyse des Verhaltens des Farbwertes, Rot- und Gelbanteile in der Probe	50
6.3.4. Analyse des Verhaltens der Sättigung in der Probe.....	50
6.3.5. Einfluss der Dicke der Schmelzschicht auf die Gesamtfarbe	51
6.3.6. Einfluss der Schmelzfarbe auf die Gesamtfarbe	51
6.3.7. Einfluss der Reflexion auf die Farbe	51
6.3.8. Farbunterschiede nach der Alterung der Proben bei Trockenlagerung	52
6.3.9. Inter- und Intrarate Reliability des Shade Vision System Kolorimeters	53
6.4. Statistische Auswertung	53
7. Ergebnisse	56
7.1. Einfluss der Form auf die Farbe	56
7.2. Einfluss der Umgebung auf die Farbe	60
7.3. Analyse des Verhaltens des Farbwertes, Rot- und Gelbanteile in der Probe	63

7.4. Analyse des Verhaltens der Sättigung in der Probe	67
7.5. Einfluss der Dicke der Schmelzschicht auf die Gesamtfarbe	70
7.6. Einfluss der Schmelzfarbe auf die Gesamtfarbe	72
7.7. Einfluss der Reflexion auf die Farbe	75
7.8. Farbunterschiede nach der Alterung der Proben bei Trockenlagerung	76
7.9. Inter- und Intrarate Reliability des Shade Vision System Kolorimeters	78
8. Diskussion	80
8.1. Einfluss der Form auf die Farbe	87
8.2. Einfluss der Umgebung auf die Farbe	93
8.3. Analyse des Verhaltens des Farbwertes, Rot- und Gelbanteile in der Probe	96
8.4. Analyse des Verhaltens der Sättigung in der Probe	98
8.5. Einfluss der Dicke der Schmelzschicht auf die Gesamtfarbe	99
8.6. Einfluss der Schmelzfarbe auf die Gesamtfarbe	100
8.7. Einfluss der Reflexion auf die Farbe	102
8.8. Farbunterschiede nach der Alterung der Proben bei Trockenlagerung	103

8.9. Inter- und Intrarater Reliability des Shade Vision System

Kolorimeters	106
9. Schlussfolgerung	109
10. Zusammenfassung	111
11. Literaturverzeichnis	113
12. Anhang	140
13. Danksagung	172
14. Lebenslauf	173

1. Einleitung

In der Zahnmedizin spielte lange Zeit die Funktion eine größere Rolle als die Ästhetik. Ziel einer Behandlung war, Schmerzen zu beseitigen und Zähne zu ersetzen, um die Kaufunktion wiederherzustellen. Hinzu kam, dass die ästhetischen Füllmaterialien bis vor einigen Jahren nicht die notwendigen physikalischen Eigenschaften wie geringere Abrasion, hohe Härte, gute Randadaptabilität und Biokompatibilität (Baratieri LN *et al.*, 1998) hatten.

Die ästhetischen Ansprüche der Patienten sind in den letzten Jahren kontinuierlich gestiegen (Hosoya Y, 1992; Davis BA *et al.*, 1995; Schulze KA *et al.*, 2005), was u.a. daran liegt, dass in den Medien für diese Versorgungen geworben wird. Die gestiegenen Vorstellungen und Erwartungen der Patienten sind somit heute wichtiger Teil der Behandlungen in der Zahnheilkunde geworden.

Unter diesem Aspekt ist es für das psychische Wohlbefinden von Patienten mit Farbveränderungen der Zähne (z.B. Tetracyclinverfärbungen, Fluorosen, Incisor-Molar-Hypomineralisation, angeborenen Zahndefekten, usw.) häufig besonders wichtig, diese Beeinträchtigung mit einem minimal-invasiven Verfahren korrigieren zu lassen (Kalix AP *et al.*, 2002).

Es ist das aktuelle Ziel restaurativer Zahnheilkunde, den natürlichen Standard von Gesundheit und Schönheit zu erhalten oder wiederherzustellen. Mit den bisher verfügbaren Restaurationsmethoden kann dieses Ziel grundsätzlich erreicht werden. Aber Zahnärzte verfügten bis vor wenigen Jahren nur über direkte Füllungsmaterialien, die nicht das vollständige Farbspektrum umfassen. Einige Hersteller haben aber inzwischen Komposite entwickelt, die teilweise mehr als 30 Farbnuancen und verschiedene Opazitäten enthalten und somit technisch alle Anforderungen erfüllen würden, eine perfekte Farbanpassung zu erzielen.

Mit den verbesserten Materialeigenschaften und der Ästhetik von Komposite wachsen die Möglichkeiten zu einer direkten Lösung, die die Schonung der Zahnhartsubstanz sowie eine schnellere Behandlung ermöglicht. Problematisch ist allerdings, dass die Farbauswahl meistens immer noch subjektiv mit dem bloßen Auge durch den Vergleich mit Farbstandards erfolgt. Dadurch liegt die Erfolgswahrscheinlichkeit für eine gute Übereinstimmung einer einfarbigen Restauration („Single-Shade“-Technik) schon unter 70% (Paul S *et al.*, 2002). Bei den modernen Kompositen, bei denen nicht nur eine Farbe, sondern zwei oder drei Farben („Multi-Shade“-Technik) mit verschiedenen Opazitäten

ausgewählt werden müssen, sind die Erfolgswahrscheinlichkeiten noch niedriger.

Es wäre wünschenswert, hier eine objektive Meßmethode sowie zusätzliche Kenntnisse über Farbe (Color Science) und Farbgestaltung von Kompositrestaurationen zur Verfügung zu haben (Bangston LK und Goodkind RJ, 1982), um alle Möglichkeiten der direkten Kompositrestaurationen ausschöpfen zu können.

2. Farbwissenschaftliche Grundlagen

In der allgemeinen täglichen Umgangssprache wird oftmals fälschlicherweise das Wort „Farbe“ für Farbmittel (Farbstoffe, Druckfarbe, u.a.) angewendet. Der Ausdruck „Farbe“ gilt eigentlich für den durch das Auge vermittelten Sinneseindruck, also eine Wahrnehmung, eine optische Erscheinung und existiert nicht, wenn niemand da ist, um sie zu empfinden (Farbmessung, Grundbegriffe der Farbmeterik, DIN 5033 Teil 1, 1979).

Die physische Entstehung der Farbe hängt von der Kombination dreier Elemente ab: einer Lichtquelle, einem Objekt und einem Empfänger oder Beobachter (Berns RS *et al.*, 2000; Burkinshaw SM, 2004). Die Farbempfindung kann auf drei Wege erfolgen. Eine Lichtquelle trifft direkt oder nachdem sie durch einen Farbfilter gegangen ist, auf das Auge (Loos H, 1989). Häufiger aber beleuchtet die Lichtquelle einen Gegenstand mit unterschiedlichen Wellenlängen und Intensitäten (Knispel G, 1991; Burkinshaw SM, 2004). Das Objekt absorbiert und reflektiert diese Lichtwellen abhängig von der Frequenz der Wellen (Knispel G, 1991). Das durch das Objekt geänderte Licht erreicht schließlich das Auge des Beobachters. Das Auge wertet das Licht aus.

Menschen sind im täglichen Leben durch eine endlose Vielzahl von Farben umgeben. Jedoch anders als bei Länge oder Gewicht, gibt es keine objektive Skala für die Messung von Farbe. Verdeutlicht wird das durch Formulierungen, wie „wenig gelber“ oder „beträchtlich grauer“, wenn z.B. über eine Zahnfarbe gesprochen wird, die zwischen zwei Farbskalazähnen liegt (Seluk LW und LaLonde TD, 1985).

Der Ansatz, Farbe objektiv messen zu wollen, wird im Bereich der Farbwissenschaft verfolgt. Farbwissenschaft ist multidisziplinär und beinhaltet Elemente der Physik, Chemie, Physiologie und Psychologie (Paravina RD, 2000).

2.1. Lichtquellen

Die Grundlagen der modernen Farbwissenschaft wurden von Isaac Newton gelegt (Burkinshaw SM, 2004). 1666 bewies er experimentell, dass das Sonnenlicht kein einheitliches Licht ist (Loos H, 1989). Heutzutage ist es weithin bekannt, dass Licht eine elektromagnetische Strahlung ist (Matkovic K, 1997). Licht sendet ein ganzes Spektrum elektromagnetischer Wellen aus (Loos

H, 1989). Das elektromagnetische Spektrum erstreckt sich von den Niederfrequenzradiowellen über Mikrowellen, Infrarotwellen, sichtbares und UV-Licht bis zu Röntgenstrahlen und Gammastrahlen (Matkovic K, 1997). Der sichtbare Teil des Spektrums enthält die elektromagnetische Strahlung im Bereich der Wellenlängen von 380 bis 780 nm (Paravina RD, 2000).

Der gesamte Farbsehprozess fängt mit der Lichtquelle an (Saleski CG, 1972). Eine Lichtquelle ist jeder mögliche Bereich oder Körper, der Strahlung im sichtbaren Bereich ausstrahlt (Paravina RD, 2000). Jede Art von Ablichtung verursacht, dass der gleiche Gegenstand unterschiedlich aussieht.

Entsprechend einer Klassifikation können Lichtquellen in natürliche und künstliche Lichtquellen unterteilt werden (Paravina RD, 2000). In der Farbmeterik werden Lichtarten verwendet, die von der „Commission Internationale de l'Éclairage“ (CIE) seit 1931, als standardisierte Lichtquellen für die genaue numerische Quantifikation von Farbe genormt wurden. Da Tageslicht keine einheitliche Beleuchtungsquelle ist, kann es zur Beurteilung von Farben nicht benutzt werden (Loos H, 1989).

Die grundlegende Eigenschaft einer Lichtquelle ist die dazu bezügliche Farbtemperatur. Sie wird als spektrale Eigenschaft eines schwarzen Strahlers,

der auf eine bestimmte Temperatur aufgeheizt wurde, definiert. Die Temperatur wird in Grad Kelvin ausgedrückt. Die bekanntesten künstlichen Lichtquellen sind: A - Glühlampen, Farbtemperatur 2856° K; B - weißes Licht ähnlich dem direkten Tageslicht, Farbtemperatur 4880° K; C - durchschnittliches Tageslicht, Farbtemperatur 6800° K; D65 - durchschnittliches Tageslicht mit UV Teil (entspricht durchschnittlichen Wetterbedingungen in Europa), Farbtemperatur 6580° K; W - fiktive Lichtquelle mit gleichmäßiger Energieverteilung - wird für mathematische Zwecke verwendet (Paravina RD, 2000).

Einige Autoren geben an, dass die Lichtqualität, die zur Farbenunterscheidung am besten geeignet ist, eine Farbtemperatur von 5.500° K besitzt, Normlichtart D50 (Freedman G, 1994).

2.2. Objekt

Die Strahlung, die das Auge erreicht, hat fast immer zuvor mit einem Gegenstand interagiert. Die optischen Eigenschaften aller Materialien werden von der Struktur des Objektes beeinflusst (Paravina RD, 2000). Die Oberflächenstruktur moduliert die Reflexion, Transmission und Absorption

(Strahlungsphysikalische und lichttechnische Eigenschaften von Materialien, DIN 5036 Teil 1-4, 1977).

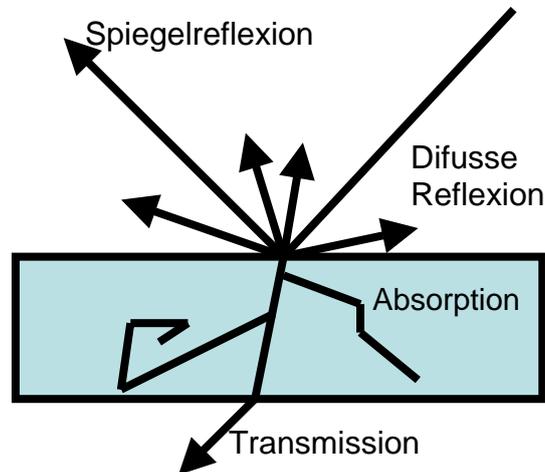


Abbildung 2.2.1 Repräsentation der Reflexion, Absorption und Transmission des Lichtes durch ein transluzentes Objekt

Abhängig von der Oberfläche, der Dicke, der Durchsichtigkeit, der Farbe und dem Hintergrund des Objektes, wird ein Teil des Lichtes reflektiert (Chu SJ *et al.*, 2005). Die Reflexion des Lichtes kann in zwei breite Kategorien eingestuft werden.

Die Spiegelreflexion ist ein Oberflächenphänomen (Lee YK *et al.*, 2001). Das Licht wird ohne irgendeine Änderung an seiner spektralen Strahlungsverteilung reflektiert; dieses wird als Schein oder Glanz wahrgenommen. Es ist möglich, dass die Spiegelreflexion für einige der Erscheinungsunterschiede zwischen

natürlichen Zähnen und Kompositen verantwortlich ist (Wozniak WT *et al.*, 1985). Hinzu kommt die difusse Reflektion, auch Remission genannt. Licht dringt in die Oberfläche ein, macht mehrfache Reflexionen und Brechungen durch und taucht wieder an derselben Oberfläche auf (Paul S *et al.*, 2002; Burkinshaw SM, 2004).

Licht, das nicht reflektiert wurde, kann entweder absorbiert oder durch einen transparenten Gegenstand geleitet werden. Es wurde bereits berichtet, dass Licht nicht gut durch Komposite (Watts DC und Cash AJ, 1994; Davidson-Kaban SS *et al.*, 1997; Versluis A *et al.*, 1998) oder Zähne (Brodbelt RH *et al.*, 1981; Vogel K und Salz U, 1997) weitergeleitet wird.

Matte Oberflächen reflektieren sehr viel, wodurch nur wenig Licht durch das Material geleitet wird (Lee YK *et al.*, 2002). Die Textur der Oberfläche steuert also den gestreuten bzw. reflektierten Anteil des Lichtes, welches auf den natürlichen Zahn oder das künstliche Material fällt (Obregon A *et al.*, 1981). Opazität entsteht aus dem Streuen, weil Licht beim Überqueren des Materiales vielmals gebrochen und reflektiert wird (Crisp S *et al.*, 1979).

Gelbe Oberflächen (überwiegende Zahnfarbe), die belichtet werden, absorbieren Teile der Strahlung im 360 - 450 nm Bereich. Vor allem blaue und teilweise

grüne Spektrumteile werden absorbiert und Wellenlängen, die im Auge des Beobachters gelb erscheinen, werden reflektiert (Paravina RD, 2000).

2.3. Beobachter

Licht dringt in das Auge ein und trifft auf Empfänger (Stäbchen und Zapfen) in der Retina (Yap AUJ *et al.*, 1999). Die Retina ist ein kompliziertes Mosaik von Millionen Nervenenden. Diese wandelt die Lichtanregung in ein Nervensignal um, das weiter zum Gehirn transportiert wird, um eine Interpretation zu bilden. Unterschiedliche Personen bilden unterschiedliche Interpretationen von der gleichen Anregung. Deswegen ist die Farbauswahl subjektiv. Dieses erklärt die großen Standardabweichungen, die mit visueller Farbauswahl gemacht werden (Yap AUJ *et al.*, 1999).

Die genaue Einheit des Farbsehens ist nicht bekannt. Drei Arten von Zapfen existieren, die zu rotem, grünem und blauem Licht empfindlich sind (Land EH, 1977). Der Eindruck der Farbe ist durch die anteilige Intensität dieser drei Farben und die Natur der Lichtquelle bestimmt (Knispel G, 1991).

Stäbchen werden nur durch Licht aktiviert, d.h. sie sehen in schwarz und weiß (Paravina RD, 2000). Auf hohen Ablichtungsniveaus spielen sie eine kleine Rolle im Sehensprozess. Zapfen sind Nervenenden, die das Farbsehen ermöglichen. Etwa sieben Millionen Zapfen befinden sich in der Mitte der Retina in einer kleinen Grube, die Fovea genannt wird. Sie setzt sich ungefähr in einem Winkel von 2° auf dem Sichtgebiet entgegen. Zapfen erfordern ein höheres Niveau von Ablichtung, um zur Anwendung gebracht zu werden. Der zentrale Bereich (2° Feld) ist stäbchenfrei (Paravina RD, 2000). In diesem Bereich liegt die beste Farbbestimmung.

Der geringfügige Unterschied bezüglich der Farbenunterscheidung der Menschen entsteht durch die unterschiedliche Verteilung der Stäbchen und Zapfen, welche bei mehr als 90% der Menschen überraschend klein ist (Paravina RD, 2000).

Ein Standardbeobachter ist jemand, der durch blosses Hinschauen die Farben sieht, die Gegenstände tatsächlich haben. Um die Lichtempfindlichkeit des menschlichen Auges zu quantifizieren und es von CIE als „ 2° Standardbeobachter“ festzulegen, wurden Versuchsreihen erstellt. 17 Beobachter schauten durch eine Öffnung mit 2° Sichtfeld auf einen weißen

Schirm. Die untere Hälfte des Schirmes wurde mit einem Testlicht beleuchtet. Der Beobachter stellte die Intensität der drei farbigen Primärlichtquellen (rot: 700.0 nm, grün: 546.1 nm, blau: 435.8 nm) so ein, dass das Mischlicht auf der oberen Hälfte mit dem Testlicht der unteren Hälfte übereinstimmte. Dieser Vorgang wurde für alle Testlichter im gesamten Spektrum von blau bis rot wiederholt (Loos H, 1989).

Als die Versuche 1931 durchgeführt wurden, ging man davon aus, dass die Konzentration von Zapfen innerhalb der Fovea am größten war. Später, 1964, stellte sich heraus, dass die Zapfen auch über die Fovea hinaus verteilt sind. Die Versuche wurden wiederholt und CIE legte einen 10° Standardbeobachter fest, der von vielen Länder übernommen wurde (Matkovic K, 1997, Burkinshaw SM, 2004).

Die häufigsten Komplikationen in der Farbempfindung sind chromatische Anpassung, Metamerie und Dichroismus (Paravina RD, 2000).

Chromatische Anpassung wird als Ausdauerfarbphänomen der wahrgenommenen Farbe definiert (Paravina RD, 2000) und hat verschiedene Ursachen. Mit fortschreitendem Alter vermindert die Linse des menschlichen Auges ihre Kapazität, sich zu verformen, was einen Mangel an

Fokussierfähigkeiten ergibt. Unterschiedliche Toleranz zu einer Farbe im Vergleich zu einer anderen wird als „Farbevorspannung“ bezeichnet, eine berufliche Gefahr, die Zahnärzte und Labortechniker betrifft. Sensorische Abfragung einer Anregung erfordert eine minimale Größe (genannt absolute Grenze), um ausgestellt zu werden. Sensorische Anpassung ist eine verminderte Empfindlichkeit des Auges zu einer kontinuierlichen oder unveränderten Anregung (Ahmad I, 2000).

Metamerie bezieht sich auf die Situation, in der zwei Farbproben unter einer Bedingung zusammen zu passen scheinen, aber nicht unter anderen. Es gibt zwei Arten von Metamerie: Objekt- und Beobachtermetamerie (Ahmad I, 2000). Metamerie wird auch als nicht-spektrale Übereinstimmung definiert (Frequently asked questions about colour physics, 2004). Metamerie tritt dann auf, wenn zwei Proben mit unterschiedlichen Farbstoffen ausgefärbt wurden. Werden die metameren Proben mit einem Spektralphotometer gemessen, so schneiden sich die Spektralkurven, obwohl sie nicht deckungsgleich sind. Je mehr Schnittpunkte entstehen, desto höher die Metamerie.

Dichroismus bezieht sich auf eine Situation, in der die Farbe eines Gegenstandes, angesehen durch übertragenes Licht entsprechend der Dicke der

angesehenen Probe, unterschiedlich sein kann. Blut ist z.B. gelb, wenn es in einem extremen Dünnsfilm angesehen wird, in größerer Tiefe aber rot (Paravina RD, 2000).

2.4. Farbmessung

Eine Farbe wird durch drei Dimensionen definiert, die zusammengefügt werden können, um einen dreidimensionalen Körper herzustellen (Loos H, 1989):

Farbton: die Wellenlänge des Lichtes einer Farbe in ihrer reinsten Form (ohne Zugabe von weiß oder schwarz), d.h. die Grundfarbe eines Objektes, wie z.B. rot, grün, lila, usw. (Tung FF *et al.*, 2002).

Sättigung: der Grad der Buntheit oder Stärke einer Farbe (Joiner A, 2004). Eine hohe Sättigung setzt ein starkes Überwiegen von ein oder zwei Primärfarben voraus. Je ausgeglichener die Anteile aller drei Primärfarben in einem Farbton sind, desto geringer ist die Sättigung und die Farbe tendiert zu grau (Farbmetrik für Pigmentverarbeiter, 2005).

Farbwert: dieser Wert gibt die Helligkeit eines Farbtons an. Je weniger weiß eine Farbe enthält, desto niedriger ist ihr Farbwert (Burkinshaw SM, 2004).

In der Vergangenheit wurden Methoden für die quantitative Bestimmung und den numerischen Ausdruck von Farben entwickelt. Ziel war, die Kommunikation von Farben leichter und genauer zu machen (Hunters RS, 1975; Knispel G, 1991; Berns RS *et al.*, 2000). 1905 entwickelte z. B. der amerikanische Künstler A. H. Munsell ein Werkzeug für den Ausdruck der Farben. Viele Papierkarten mit verschiedenen Farben wurden verwendet, die entsprechend ihres Farbtons, Sättigung und Farbwert für Sichtvergleiche mit Probefarben eingestuft wurden. Später, nach einer Vielzahl weiterer Experimente, wurde dieses System aktualisiert. Das Munsell Renotation System ist heute noch in Gebrauch (Loos H, 1989). In diesem System wird jede mögliche gegebene Farbe mit den Munsell Farbdigramm sichtlich ausgewertet und in ihrem Farbton, Sättigung und Farbwert als Buchstabe/Zahlen Kombination (H V/C) ausgedrückt (Berns RS *et al.*, 2000). Der Vorteil des Munsell Systemes ist die Mühelosigkeit des Sichtbarmachens einer gegebenen Farbe (O'Brien WJ *et al.*, 1997).

Weitere Methoden für die numerische Bezeichnung von Farben wurden von dem CIE entwickelt. Die zwei weltweit bekanntesten sind der Yxy Farbraum, 1931 entstanden und auf den XYZ Tristimulus Werten beruhend, und der CIE L*a*b* Farbraum, entwickelt 1976.

Das Konzept für die XYZ Tristimulus Werte basiert auf der Dreibestandteil-Theorie des Farbsehens (Chu SJ *et al.*, 2005). Die XYZ Tristimulus Werte erhält man durch die Multiplikation der Wertetabelle der gewählten Lichtquelle mit der Reflektion oder Transmission eines Objektes und der Funktion des Standardbeobachters, die die Empfindlichkeit der roten, blauen und grünen Zapfen eines durchschnittlichen, menschlichen Beobachters beschreibt (Loos H, 1989).

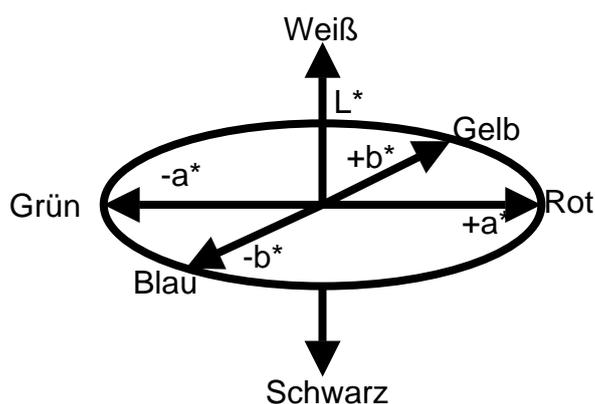
Die XYZ Tristimulus Werte sind für das Definieren einer Farbe nützlich, aber die Resultate werden nicht leicht sichtbar gemacht. Um eine bestimmte Farbe und ihre Position in Beziehung zu anderen Farben darzustellen, ist ein Koordinatensystem erforderlich. Dieses System wird CIE Yxy Farbraum genannt und wird durch ein zweidimensionales xy Diagramm, in dem x die gelb/blau Koordinate und y die rot/grün Koordinate ist, dargestellt (Loos H, 1989).

X, Y und Z Werte können auch in der CIE $L^*a^*b^*$ Skala mathematisch umgewandelt und in dem CIE $L^*a^*b^*$ Farbraum ausgedrückt werden (Berns RS *et al.*, 2000).

Der CIE $L^*a^*b^*$ Farbraum ist derzeit eine der populärsten Farbräume für das Messen von Gegenstandsfarben und wird allgemein auf praktisch allen Gebieten angewendet (Comission Internationale de l'Éclairage, 1978; Farbmetrische Bestimmung von Farbabständen bei Körperfarben nach der CIELAB-Formel, DIN 6174, 1979). Er ist einer der konstanten Farbräume und ermöglicht, die Hauptschwierigkeit des ursprünglichen Yxy Farbraumes, dass gleiche Abstände auf dem Yxy Farbdigramm nicht gleichen wahrgenommenen Farbunterschieden entsprechen, zu überwinden (Farbmessung, Farbmaßzahlen, DIN 5033 Teil 3, 1992).

In dem CIE $L^*a^*b^*$ Farbraum zeigt L^* den Farbwert. Die Farbkoordinaten a^* und b^* zeigen Farbrichtungen an: $+a^*$ ist die rote Richtung, $-a^*$ die grüne Richtung, $+b^*$ die gelbe Richtung und $-b^*$ die blaue Richtung (Seghi RR *et al.*, 1986). Die Mitte ist achromatisch. Während die a^* und b^* Werte sich erhöhen und der Punkt sich aus der Mitte herausbewegt, erhöht sich die Sättigung der Farbe. Die Sättigung kann als Länge des Vektors a^* und b^* berechnet werden.

Zusätzlich zu ihrer Gleichförmigkeit wird das CIE $L^*a^*b^*$ System allgemein in der zahnmedizinischen Forschung verwendet (O'Brien WJ *et al.*, 1991; Swift EJ Jr *et al.*, 1994; Balderamos LP *et al.*, 1997; Johnston WM und Reisbick MH, 1997).



Graphik 2.4.1 CIE $L^*a^*b^*$ Farbraum

Der CIE $L^*C^*h^*$ Farbraum verwendet das gleiche Diagramm wie das CIE $L^*a^*b^*$ System, aber mit zylindrischen anstatt rechteckigen Koordinaten.

Die Erkennung der Farbunterschiede stellt einer der größten Probleme der Farbmessung dar. Aber mit Hilfe der Kolorimetrie können sogar diese numerisch ausgedrückt und leicht verstanden werden. In dem CIE $L^*a^*b^*$ Farbraum kann der Farbunterschied als einzelner numerischer Wert ausgedrückt

werden (Loos H, 1989) und zu Sichtvorstellung und klinischer Bedeutung bezogen werden (O'Brien WJ *et al.*, 1997).

Ein Farbunterschied kann vollständig als ein Vektor in dem Farbraum definiert werden, der eine Größe sowie eine Richtung besitzt (Seghi RR *et al.*, 1990). Der Abstand zwischen zwei Farbpunkten, ΔE^* , kann mit der Gleichung $\Delta E^* = (\Delta L^{*2} + \Delta a^{*2} + \Delta b^{*2})^{1/2}$ errechnet werden (Loos H, 1989).

Es gibt jedoch Widerspruch in der zahnmedizinischen Literatur hinsichtlich des ΔE^* Wertes, der durch das blanke Auge wirklich gesehen werden kann oder klinisch relevant ist (Stober T, 2001). Die ADA benutzt auch das CIE L*a*b* Farbsystem für die Bestimmung von Farbunterschieden (O'Brien WJ *et al.*, 1990). Die Toleranzgrenze für Unterschiede zwischen Farbschlüsseln ist ein ΔE^* von 2 (Moser JB *et al.*, 1985).

Kuehni und Marcus bewiesen 1979, dass mehr als 50% der Beobachter einen Farbunterschied von 1 ΔE^* oder weniger nicht wahrnehmen konnten. Die geltenden Grenzen sind ein ΔE^* Wert von 1 oder weniger für einen nicht erkennbaren Farbunterschied (Farbmessung, Gleichheitsverfahren, DIN 5033 Teil 5, 1981; Seghi RR *et al.*, 1989a; Douglas RD und Brewer JD, 1998; Haug SP *et al.*, 1999), 1 bis 2 für Unterschiede, die normalerweise als identisch

angenommen werden (Farbmessung, Gleichheitsverfahren, DIN 5033 Teil 5, 1981), 2 bis 3 für sichtbare Farbunterschiede (Viohl J, 1976; Gross MD und Moser JB, 1977; Asmussen E, 1983; Seher J und Viohl J, 1992; O'Brien WJ *et al.*, 1997; Tung FF *et al.*, 2002; Schulze KA *et al.*, 2003), die nicht klinisch annehmbar sind und ein $\Delta E^* > 3.3$, für nicht mehr klinisch akzeptabel (Ruyter IE *et al.*, 1987). Johnston und Kao (1989) bestimmten, dass erst ΔE^* Werte ab 3.7 eine falsche Übereinstimmung bedeuten.

2.4.1 Kolorimeter bzw. Spektralphotometer

Ein Kolorimeter ist ein lichtempfindliches Gerät zur exakten Messung von Farben durch Filterung des reflektierten Lichtes in ihre Rot-, Grün-, und Blauanteile wie im menschlichen Auge (Knispel G, 1991). Die Farbfilter spiegeln die CIE Normvalenzen vor (Loos H, 1989). Kolorimeter haben eine ähnliche Empfindlichkeit wie menschliche Augen. Die Messbedingungen sind dennoch immer die selben (Seghi RR *et al.*, 1990).

Drei Filter mit den genauen spektralen Absorptionseigenschaften der Sichtpigmente trennen das Sichtspektrum in drei verschiedene Valenzen (Loos

H, 1989). Indem man die Werte identifiziert, die durch einzelne Filter des Kolorimeters gegeben werden, kann die „Farbe“ des Inputsignals quantitativ bestimmt werden. Die erreichten Werte sind abhängig von der verwendeten Lichtquelle und Geometrie des Gerätes.

Spektralphotometer, die genauesten Farbbestimmungsinstrumente, belichten die Proben durch unterschiedliche Bänder von Wellenlängen. Ein Detektor, der das reflektierte oder absorbierte Licht identifiziert, vergleicht es mit dem einfallenden Licht einer Wellenlänge dahinter (Tung FF *et al.*, 2002).

Beide Instrumentendesigns weisen eine spezifische Lichtquelle (z. B. CIE Normlichtarten D65 oder A), eine Ansehgeometrie (z.B. 45°/0°) und die durchschnittliche visuelle Antwort von einem Standardbeobachter auf (Paravina RD, 2000), um standardisierte Konditionen für die Farbmessung zu schaffen.

Die Anwendung von Farbmessungsgeräten ermöglicht, grundlegende Schwierigkeiten und die Subjektivität der visuellen Auswertung von Farben zu überwinden (Hammad IA, 2003). In der Dentalindustrie, wie auch in anderen Bereichen (Judd DB und Wyszecki G, 1975; Berns RS *et al.*, 2000), wird die Farbüberwachung und Auswertung durch Kolorimeter und Spektralfotometer durchgeführt (Yap AUJ *et al.*, 1999).

Spektralfotometer wurden z.B. benutzt, um die spektralen Kurven von Keramik und extrahierten Zähnen (Macentee M und Lakowski R, 1981; Kato T *et al.*, 1984; O'Brien WJ *et al.*, 1985; Seghi RR *et al.*, 1986; Sato RR *et al.*, 1994) zu messen.

Kolorimetermessungen wurden mit Spektralfotometermesswerten verglichen und zeigen sich als genau und zuverlässig für Farbdifferenzmessungen (Bangston LK und Goodkind RJ, 1982; O'Brien WJ *et al.*, 1983; Johnston WM und Kao EC, 1989; Seghi RR *et al.*, 1989a; Seghi RR *et al.*, 1989b; Seghi RR, 1990; Goldstein GR und Schmitt GW, 1993; Okubo SR *et al.*, 1998; Koishi Y *et al.*, 2002; Tung FF *et al.*, 2002). Ein großer Teil der zahnmedizinischen Farbforschung, in vivo und in vitro, ist mit Kolorimetern durchgeführt worden (Bangston LK und Goodkind RJ, 1982; Goodkind RJ und Schwabacher WB, 1987; Rosentiel SF und Johnston WM, 1988; Johnston WM und Kao EC, 1989; Seghi RR *et al.*, 1989a; Seghi RR *et al.*, 1989b; Seghi RR, 1990; Brewer JD und Glennon DA, 1991; Hammad IA und Stein RS, 1991; Goldstein GR und Schmitt GW, 1993; Sato RR *et al.*, 1994; Okubo SR *et al.*, 1998; Douglas RD und Przybylska M, 1999; Koishi Y *et al.*, 2002; Tung FF *et al.*, 2002).

Eine wachsende Anzahl von Farbmess- und Auswertungssystemen für die Farbmessung von zahnmedizinischen Materialien sind entwickelt worden (Johnston WM und Kao EC, 1989; Hersek N *et al.*, 1999; Hosoya Y, 1999; Wee AG *et al.*, 2000; Zhang F *et al.*, 2000; Amaechi BT und Higham SM, 2002; Koishi Y *et al.*, 2002; Tung FF *et al.*, 2002; Wee AG *et al.*, 2002). Viele von der CIE empfohlene Beleuchtungs- und Ansehenskonfigurationen können in handelsüblichen Instrumenten gefunden werden (Seghi RR, 1990).

3. „Multi-Shade“-Kompositsysteme

Die Entwicklung im Bereich der direkten ästhetischen Füllungsmaterialien begann 1871 mit der Einführung der Silikatzemente (Fletcher T, 1971), gefolgt von den ungefüllten Kunststoffen 1931 (Anusavice KJ, 1998). Die ersten selbsthärtenden Komposite wurden in Deutschland ca. 1934 eingeführt, aber diesen mangelte es an Farbstabilität. Sie hatten einen großen Grad an Polymerisationsschrumpfung, sowie eine prekäre Randanpassung wegen des hohen Wärmeausdehnungskoeffizienten (Baratieri LN *et al.*, 1998). Erst nach der Einführung der Schmelzätzung von Buonocuore 1955 und das von Bowen 1962 entwickelte Kompositmaterial auf Bis-GMA Basis (Bowen RL, 1962), begann die sogenannte moderne adhäsive Zahnheilkunde.

Um die aktuellen ästhetischen Ansprüche zu decken, wurden von einigen Herstellern „Multi-Shade“-Kompositsysteme mit opaken Dentinfarben und transparenten Schmelzfarben entwickelt. Diese bieten dem Zahnarzt die Möglichkeit, natürliche Zähne zu imitieren. Diese Farben basieren auf der Farbgestaltung natürlicher Zähne, bei der Dentin viel opaker und intensiver gefärbt ist als Schmelz und Schmelz zusätzlich opaleszent ist (Lendenmann U, 2003). Diese Materialien müssen gute Handhabungs- und physikalische Eigenschaften besitzen: Härte, kurze Polymerisations-, aber lange Verarbeitungszeit, langfristige Adhäsion zu Schmelz und Dentin, wenn mit einem Adhäsivsystem kombiniert, sowie eine exzellente Politur (Kim HS und

Um CM, 1996). Außerdem müssen diese Kompositsysteme Dentin-, Schmelz- und Effektfarben, die miteinander optisch übereinstimmen, anbieten. Dem Zahnarzt bleibt die Aufgabe, den Zahn mit optimaler Technik in Form, Oberflächencharakterisierung, Transluzenz und Farbe wiederherzustellen (Tung FF *et al.*, 2002).

Für die Untersuchungen dieser Dissertation wurde das Kompositsystem Artemis (Vivadent, Schaan, Lichtenstein) verwendet, das 30 Massen, 10 Dentinfarben (A2, A3, A3.5, A4, A5, A6, B3, C4, D2 und D4), 15 Schmelzfarben (A1, A2, A3, A3.5, A4, B1, B2, B3, B4, C2, D2, D3, Bleach XL, L und M) und 5 Effektfarben (White, Blue, Amber, Clear und Super Clear), beinhaltet. Die Standardzusammensetzung und die physikalischen Eigenschaften dieses Füllungsmateriales werden in Tabelle 1 des Anhangs erläutert.

4. Farbmessung in der Zahnmedizin

Der gesamte Farbeffekt von natürlichen Zähnen ist ein Ergebnis der Kombination von direkt von der Schmelzoberfläche reflektiertem Licht und von Licht, welches durch Schmelz und Dentin zerstreut und danach reflektiert wird (Judd DB und Wyszecki G, 1975). Diese und andere optische Eigenschaften von natürlichen Zähnen sind von verschiedenen Autoren geprüft worden (Seghi RR, 1990; Zijp JR und ten Bosch JJ, 1993; Vaarkamp J *et al.*, 1995).

Optische Spezifikationen für lichtstreuende Materialien wurden von Judd schon 1937 studiert. Migayawa *et al.* (1981), Campbell *et al.* (1986) und Inokoshi *et al.* (1996) untersuchten auch die optischen Konstanten von Kompositen und die Einflüsse der Füllerkonzentration und der Matrix auf der Farbe. Ästhetische Materialien von unterschiedlichen Herstellern werden häufig in der zahnmedizinischen Praxis kombiniert. Aus diesem Grund hat sich die Forschungsarbeit vieler Autoren auf die Farbkompatibilität verschiedener Materialien fokussiert (Wozniak WT, 1985; Johnston WM und Reisbick MH, 1997; Paravina RD, 2000).

In der Literatur existieren viele Berichte über die Verteilung der Zahnfarbe (Clark EB, 1931; O'Brien WJ *et al.*, 1997). Unterschiedliche Spektralfotometer und Kolorimeter wurden später in einer Anzahl von *in vitro* (Sproull RC, 1973; Lemiere P und Burk B, 1975; Grajower RJ *et al.*, 1976; Macentee M und

Lakowski R, 1981, Goodkind RJ *et al.*, 1984; O'Brien WJ *et al.*, 1997) und in vivo (Goodkind RJ und Schwabacher WB, 1987; Rubiño M *et al.*, 1994; Sato RR *et al.*, 1994) Studien der natürlichen Zahnfarbgestaltung angewendet.

Die Farbauswahl wird durch einzelne Unterschiede bezüglich der Farbempfindung und Fähigkeiten der wählenden Personen erschwert (Hunters RS, 1975; Judd DB und Wyszecki G, 1975; Wyszecki G und Stiles WS, 1982; Paravina RD, 2000). Entsprechend Culpepper (1970) gibt es Unterschiede in der Zahnfarbauswahl selbst unter Zahnärzten und es ist möglich, dass der gleiche Zahnarzt unterschiedliche Farbtöne für den gleichen Zahn an unterschiedlichen Tagen auswählt. Die Bedingungen, die die Farbauswahl beeinflussen, wurden von vielen anderen Autoren beobachtet (Bergen SF und McCasland J, 1977; Preston JD *et al.*, 1978; Kuehni FG und Marcus RT, 1979; Bergen SF, 1985; Riley EJ und Filipincic JM, 1989; Knispel G, 1991).

Die am meisten verwendete Methode für Farbauswahl ist bis zum heutigen Tag der Gebrauch von Farbringen (O'Brien WJ *et al.*, 1991; Goodkind RJ und Loupe MJ, 1992; Kim HS und Um CM, 1996; Hasegawa A *et al.*, 2000). Eine Anzahl von Autoritäten der Dentalkeramik zeigen die Unzulänglichkeit von kommerziellen Farbringen (Sorensen JA und Torres TJ, 1987; Pizzamiglio E, 1991). Die durch Schwabacher und Goodkind (1990) berichteten Daten beweisen dazu, dass 3 Farbringe, einschließlich VITA Shade Guiden, nicht mit dem rot-grünen Farbbereich von natürlichen Zähnen übereinstimmen.

Die Unterschiede bezüglich Farbe, Größe und Form, die unter den Keramikpulverchargen des gleichen Herstellers existieren, werden in der Literatur beschrieben (Aranda R *et al.*, 1984; Barghi N *et al.*, 1984; Barghi N *et al.*, 1985; Bell AM *et al.*, 1985). In den späten 70er Jahren und in den frühen 80er Jahren veröffentlichten Powers *et al.* (1978), Miyagawa *et al.* (1981), Yeh *et al.* (1982), Miyagawa und Powers (1983), sowie Powers *et al.* (1983) eine Reihe Artikel über Farbvorhersage von direkten Restaurationsmaterialien.

Über die Standardbedingungen der instrumentellen Farbmessungsgeräte (Lee YK *et al.*, 2001) sowie die Validierung der Genauigkeit und Zuverlässigkeit vieler unterschiedlicher Spektralfotometer und Kolorimeter (Koop M, 2004), wurde ausführlich in der Literatur berichtet.

Die Farbe von Kompositen wird durch Unterschiede bezüglich Kompositfarbtönen und Marken (Makinson OF, 1989), Polymerisationsbedingungen (Hosoya Y, 1999), Poliertechnik (Dodge WW *et al.*, 1991), Dicke (Miyagawa Y und Powers JM, 1983), Hintergrundfarben (Miyagawa Y *et al.*, 1981; Hosoya Y, 1992), Lagerungsmethoden der Proben während der Beobachtung (Asmussen E, 1983), Messverfahren, Arten von Farbmessgeräten und Beobachtungsperiode beeinflusst. Einige *in vitro* beschleunigte Alterungstests für Farbstabilität sind entwickelt worden, um die klinische Leistung der zahnfarbigen Restaurationsmaterialien vorher zu sagen (Council on dental materials and devices, 1977; Powers JM *et al.*, 1980;

Asmussen E, 1981; Burrow MF und Makinson OF, 1991; Davis BA *et al.*, 1995; Fruits TJ *et al.*, 1997; Anil N *et al.*, 1999; Imazato S *et al.*, 1999; Stober T, 2001).

Seghi *et al.* (1990) und Yap *et al.* (1999) zeigten, dass der Hauptgrund für Farbveränderungen von Kompositen nach der Lichtpolymerisation, die Änderung des Brechungsindex der Matrixphase und die Abnahme an Absorption von blauem Licht durch Fotoinitiatoren wie Camphorquinon sind.

Kolorimetrie wird in der Praxis auch für die Analyse der Ergebnisse von Zahnbleichung angewendet (Nakamura T *et al.*, 2001).

5. Zielsetzung

Eine neue Methode für die Herstellung und Farbmessung von Kompositproben wurde für diese Untersuchung entwickelt. Der Einfluss der Form von Proben und der Messumgebung sollen geprüft werden. Alle erforderlichen Validierungsschritte für die neue Messmethode werden vorgestellt.

Anhand kolorimetrischer Messungen von zahnförmigen Kompositproben in einer Umgebung, welche die Mundhöhle imitiert, soll eine Analyse der Farbe und Farbunterschiede durchgeführt werden. Es wird gezeigt, wie sich die Sättigung, der Farbwert, sowie die Rot- und Gelbanteile der Farbe innerhalb einer Kompositrestauration verhalten.

Ein weiterer wichtiger Aspekt war es, die erweiterten Farbmöglichkeiten des neuen „Multi-Shade“-Kompositsystemes Artemis auszutesten, welches mit Kompositmassen verschiedener Opazitäten dem Zahnarzt helfen soll, eine bessere Ästhetik zu erreichen, indem es die Möglichkeit bietet, die Struktur des Zahnes genauer zu imitieren. Es soll dargestellt werden, welchen Einfluss auf die Gesamtfarbe einer direkten Restauration die Anwendung einer Schicht hochtransparenten Komposites mit verschiedenen Dicken auf einen Kern von opakem Komposit hat.

Die Genauigkeit der Farbbestimmung stellt einen wichtigen Beitrag zur qualitativen und ästhetischen Verbesserung von zahnärztlichen Restaurationen

dar. Die Anwendbarkeit des neuen Kolorimeters von X-Rite, Shade Vision System, für in vitro Farbbestimmungen, wird durch die Untersuchung der Zuverlässigkeit des Gerätes ermittelt.

6. Material und Methoden

6.1. Verwendete Materialien

In dieser Untersuchung wurden verschiedene Arten von Materialien für die Herstellung von Proben und Messumgebungen verwendet. Die notwendigen Informationen (Name, Hersteller, Chargennummer und Haltbarkeit) befinden sich in den Tabellen 2 bis 4 im Anhang.

6.1.1. Shade Vision System

Das Messinstrument, das in dieser Untersuchung zur Farbbestimmung verwendet wurde, war das Shade Vision System (X-Rite, Grandville, USA). Es handelt sich um ein für zahnmedizinische Anwendungen spezielles Kolorimeter, welches Farbton, Sättigung und Farbwert eines Zahnes misst.



Abbildung 6.1.1.1. Shade Vision System: Messinstrument und Dockstation

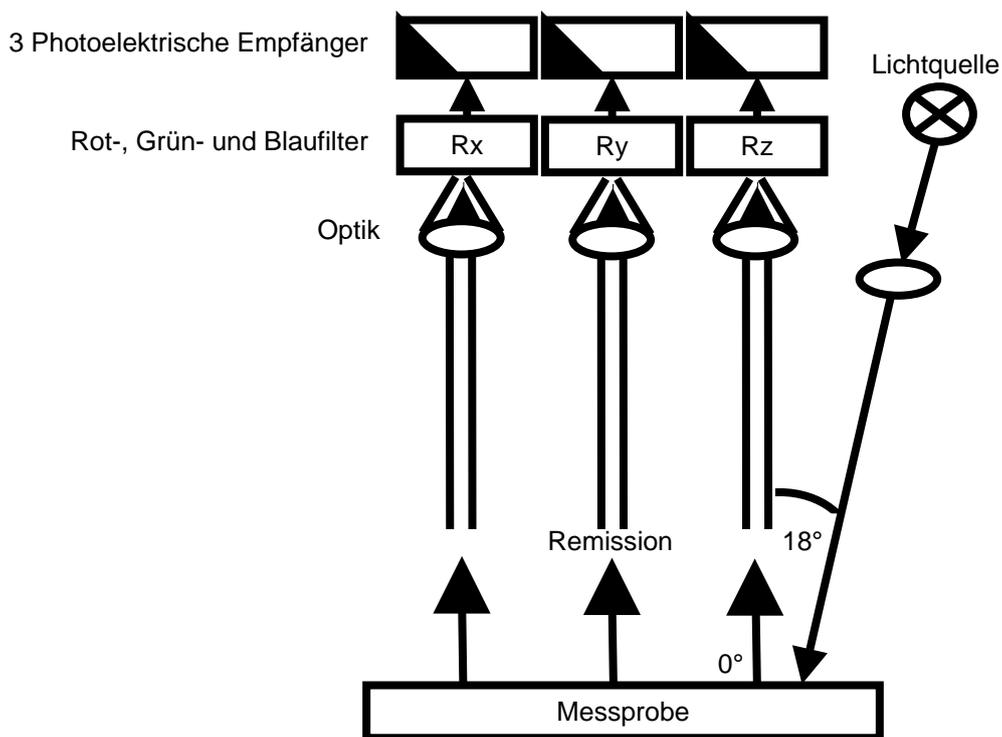
Folgende Teile sind im Shade Vision System eingeschlossen: Messinstrument und Dockstation, USB-Schnittstellenkabel, Kalibrierstandard, CD mit Shade Vision Software, Trainings- CD und 20 Einwegmesstuben.

Das Messinstrument benutzt eine Lichtquelle, die den Zahn gleichmäßig belichtet. Die Messtube stellt die Bezugsfarbe und einen vorbestimmten Abstand zu dem Zielzahn her. Das Messinstrument liefert eine lineale Betrachtung, so dass der Operator die Anzeige des Bildes auf dem Messinstrumentendisplay und dem Gegenstand, der gemessen wird, gleichzeitig ansehen kann.

Dieses System ermöglicht, dass von dem Zahnarzt genommene optische Messungen eines Zahnes mit Messungen einer prothetischen Arbeit verglichen werden können. Auf diese Weise können Übereinstimmungen der optischen Eigenschaften des Zahnes und der Prothese bestätigt werden (Van Andel RJ *et al.*, 2001).

Das Shade Vision System bestimmt den Farbton, Farbwert und Sättigung von Zähnen durch die Filterung von Licht mit drei Filtern. Diese übertragen Wellenlängenintervalle, die den XYZ Tristimulus Werten entsprechen. Die Software wählt die Dentinfarben basierend auf gängigen Farbsystemen und ermöglicht auch die automatische Umwandlung von Tristimulus Werten in CIE $L^*a^*b^*$ Werte.

Das Shade Vision System benutzt eine Lichtquelle D50 und 2° Standardbeobachter. Die patentierte Geometrie des Shade Vision Systemes (18°/0°) imitiert die Kugelgeometrie von spektralphotometrischen Geräten, bei denen das Probestück diffus belichtet wird und das reflektierte Licht bei 0° gemessen wird (Lee YK *et al.*, 2001). Diese Nullgrad-Ansehgeometrie schließt die Spiegelreflexion aus und vermeidet Rand-Verlust-Effekte (Seghi RR, 1990), die bei der Messung von lichtdurchlässigen Materialien auftreten können (Atkins JT und Billmeyer FW Jr, 1966).



Graphik 6.1.1.2. Schema des Shade Vision System-Messkopfes mit einer Messgeometrie 18°/0°

6.2. Probenherstellung

Drei Probentypen aus dem Komposit Artemis wurden für diese Untersuchungen hergestellt.

6.2.1. Flache Proben

Flache Proben mit einer Dicke von 5 mm und 10 mm Durchmesser, wie für Farbuntersuchungen in der Industrie und Dentalforschung üblich, wurden hergestellt. Die angewendeten Kompositfarben waren: A2, A3, A3.5, A4, A5, A6, B3, C4, D2, D4 Dentinfarben und Clear, Super Clear, und A1 Effekt bzw. Schmelzfarben.

2 mm dicke Kompositschichten wurden nacheinander in eine transparente Silikonabformung (Memosil 2, Heraeus Kulzer, Hanau, Deutschland) gestopft. Jede Schicht wurde für 40 Sekunden von der oberen Kante der Abformung mit der Elipar Freelight 2 (3M ESPE, St. Paul, USA) LED-Polymerisationslampe ausgehärtet. Die erste Schicht wurde zusätzlich für 40 Sekunden von der Unterseite der Abformung durch das Silikon ausgehärtet.

Beide Seiten der Proben wurden auf der Poliermaschine DAP-7 (Struers, Ballerup, Dänemark) mit einem Polierruch und Diamantpoliermittel mit Kerngröße 6 bis 3 μm , poliert, bis eine glatte Oberfläche entstanden ist.

6.2.2. Zahnförmige Proben

Für diese Untersuchung wurde eine neue Methode für die Herstellung von Kompositproben für die Farbanalyse in der Zahnmedizin entwickelt. Zwei Arten von Proben wurden benutzt, unbeschichtete Proben nur aus Dentinfarben („Single-Shade“-Technik) und beschichtete Proben aus Dentin- und Schmelzfarben („Multi-Shade“-Technik).

6.2.2.1. „Single-Shade“-Technik

Wurzel und Krone von einem rechten zentralen Schneidezahnmodell (11 FDI) wurden mit provisorischem Kronen- und Brückenmaterial (Protemp II Garant, 3M Espe, St. Paul, USA) dubliert und benutzt, um zwei transparente Silikonabformungen herzustellen.

Die erste war eine Abformung der Zahnkrone und wurde mit nicht dicker als 2 mm Kompositschichten gestopft. Nach jeder Schicht wurde von oben für 40 Sekunden polymerisiert. Die erste Schicht wurde zusätzlich 40 Sekunden von unten durch das Silikon gehärtet.

Nachdem die Krone fertig war, wurde sie entfernt. Die Wurzel wurde mit provisorischem Material in einer getrennten zweiten Abformung des ganzen Zahnes aus Dubliersilikon (HF Dubliersilikon, C. Hafner, Pforzheim,

Deutschland, Chargennummer 11120) addiert. Proben von allen Dentinfarben wurden hergestellt.



Abbildung 6.2.2.1.1. Addition der Wurzel mit Protemp II Garant im Silikonabformung

6.2.2.2. „Multi-Shade“-Technik

Die „multi-shade“ zahnförmigen Proben wurden in der gleichen Form hergestellt. Sie bestanden aus einem Dentinkern und einer 0.5 bzw. 1 mm dicken Schmelzschicht. Für die Hauptversuche wurden zehn Proben von jeder Dentinfarbe mit Schmelzschicht der Farbe Clear erzeugt. Für weitere Versuche wurde auch jeweils eine Probe mit Schmelzfarbe Super Clear und A1 hergestellt.

Dasselbe Zahnmodell, welches für unbeschichtete Proben benutzt wurde, fand hier für die Herstellung dreier weiterer Abformungen aus transparentem Silikon Verwendung. Eine Abformung vom ganzen Zahn und, nach dem Wegschleifen von 0.5 und 1 mm rund um die Krone, zwei Abformungen der Krone.

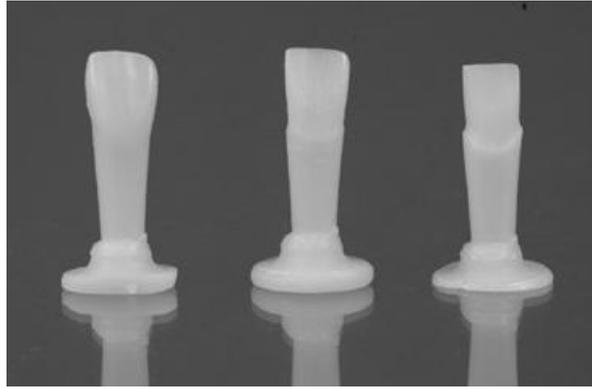


Abbildung 6.2.2.2.1. Zahnmodel: ganze Krone, nach Schleifen von 0.5 und 1 mm

In den beiden Kronenabformungen wurden Dentinfarben von Artemis in nicht dicker als 2 mm Schichten gestopft. Nach jeder Schicht wurde von oben für 40 Sekunden polymerisiert. Die erste Schicht wurde zusätzlich 40 Sekunden von unten durch das Silikon ausgehärtet.



Abbildung 6.2.2.2.2. Silikonabformungen der Krone für Dentinkernherstellung

Nachdem die Krone fertig war, wurde sie entfernt. Die Wurzel wurde dann mit provisorischem Material in einer getrennten zweiten Abformung des ganzen Zahnes aus Dubliersilikon addiert.

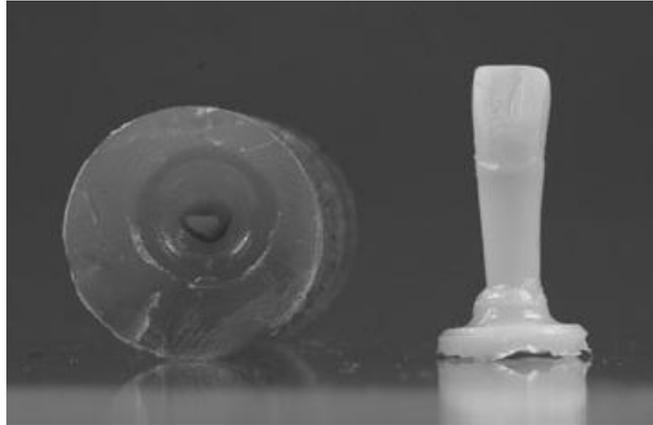


Abbildung 6.2.2.2.3. Dentinkern im Silikonabformung vor der Addition der Wurzel

Die Abformung des ganzen Zahnes mit Wurzel wurde in der Mitte aufgeschnitten und getrennt. Die erste Seite wurde mit einer dünnen Schicht Schmelzfarbe zugedeckt, der Dentinkern darüber positioniert und beide Seiten gegeneinander gedrückt, um die Überschüsse abfließen zu lassen. Nachdem das überschüssige Material entfernt wurde, wurden beide Seiten der Silikonabformung zusammengelegt und für 40 Sekunden durchpolymerisiert. Dasselbe Vorgehen wurde auf der anderen Seite durchgeführt.



Abbildung 6.2.2.2.4. Applikation der Schmelzschicht

Beide Typen von zahnförmigen Proben wurden mit Sof-lex Scheibchen (3M Espe, St. Paul, USA), Enhance Finierspitzen (Dentsply, York, USA) und Enhance Polierkelchen (Dentsply, York, USA) mit Prismagloss Polierpaste fein und extrafein (Dentsply, York, USA) poliert.

6.3. Messverfahren

Das für die Farbbestimmung angewendete Messgerät war das Shade Vision System Kolorimeter. Alle Messungen wurden auf einem speziellen Halter in einer Black Box durchgeführt. Die Tatsache, dass die Messtuben des Kolorimeters, die direkt auf die Probe gestützt werden, eine große Öffnung besitzen und die ganze Probe abdecken, ist für die Vermeidung von Umgebungseinflüssen sehr wichtig.



Abbildung 6.3.1. Messung einer Probe mit dem Shade Vision System in dem Black Box

Vor der Messung einer neuen Probe wird der Kolorimeter automatisch kalibriert. Bis zu 8 Messungen können nacheinander durchgeführt werden, ohne die Bilder auf den Computer transferieren zu müssen. In unseren Untersuchungen wurde jede Probe einmal vermessen.

Mit der Software können Punkte oder Bereiche, die analysiert werden sollen, gewählt werden. Die Farbbestimmung wird nur für diese Bereiche durchgeführt. Für die Zwecke dieser Untersuchung wurden Punkte mit 1 mm Diameter gewählt. Die Proben wurden in drei Spalten: 1 (Distal), 2 (Mitte) und 3 (Mesial) und drei Bereiche: Inzisal, Mitte und Zervikal, unterteilt. Mit einer Modifikation des Programmes ist es möglich, die Analyse dieser Farbbereiche in CIE L*a*b* Werten zu bekommen (Eigenschaften – Ziel - C:/Programme/X-Rite /ShadeVision/dvs.exe /exportdata), die anschließend für die statistische Analyse benutzt werden.

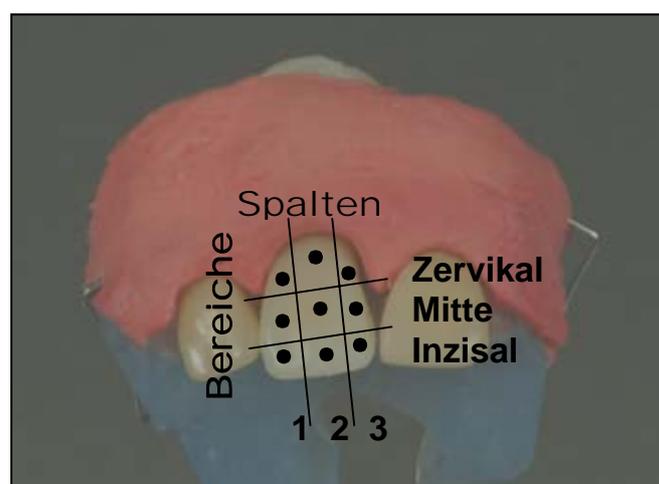


Abbildung 6.3.2. Probe auf Halter mit Gingiva und Nachbarzähne – Analyzierte Punkte

Für jeden in der Zielsetzung genannten Test wurden unterschiedliche Proben und Probentypen in unterschiedlichen Bedingungen gemessen. Im folgenden werden diese Bedingungen näher erläutert.

6.3.1. Einfluss der Form auf die Farbe

- Gemessene Proben: Flache Proben aus allen Dentinfarben, „single-shade“ zahnförmige Proben aus allen Dentinfarben und „multi-shade“ Proben aus allen Dentinfarben mit 0.5 mm Schmelzschicht der Farbe Clear (je 3 Proben von jeder Dentinfarbe).
- Gemessene Bereiche: Mittelpunkt.
- Messbedingungen: Proben auf transparenten Halter.

6.3.2. Einfluss der Umgebung auf die Farbe

- Gemessene Proben: „Multi-shade“ zahnförmige Proben aus allen Dentinfarben mit 0.5 mm Schmelzschicht der Farbe Clear (2 Proben von jeder Dentinfarbe).
- Gemessene Bereiche: Alle neun Punkte.
- Messbedingungen:
 1. Probe allein auf transparentem Halter.

2. Probe mit roter Gingiva (Impregum, 3M Espe, St. Paul, USA).
3. Probe mit roter Gingiva und Nachbarzähne der Farbe A1 (VITAPAN⁰₁₃ A1, Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Deutschland).
4. Probe mit roter Gingiva und Nachbarzähne der Farbe C4 (VITAPAN x96 C4).

6.3.3. Analyse des Verhaltens des Farbwertes, Rot- und Gelbanteile in der Probe

- Gemessene Proben: „Multi-shade“ zahnförmige Proben aus allen Dentinfarben mit 0.5 mm Schmelzschicht der Farbe Clear (je 5 Proben von jeder Dentinfarbe).
- Gemessene Bereiche: Punkte der mittleren Spalten (inzisaler, mittlerer und zervikaler Bereich).
- Messbedingungen: Rote Gingiva und Nachbarzähne VITAPAN A3.

6.3.4. Analyse des Verhaltens der Sättigung in der Probe

- Gemessene Proben: „Multi-shade“ zahnförmige Proben aus allen Dentinfarben mit 0.5 mm Schmelzschicht der Farbe Clear (je 5 Proben von jeder Dentinfarbe).
- Gemessene Bereiche: Punkte der mittleren Bereiche (Spalte 1, 2 und 3).
- Messbedingungen: Rote Gingiva und Nachbarzähne VITAPAN A3.

6.3.5. Einfluss der Dicke der Schmelzschicht auf die Gesamtfarbe

- Gemessene Proben: „Multi-shade“ zahnförmige Proben aus allen Dentinfarben mit 0.5 und 1 mm Schmelzschicht der Farbe Clear (je 3 Proben von jeder Dentinfarbe).
- Gemessene Bereiche: Alle neun Punkte.
- Messbedingungen: Rote Gingiva und Nachbarzähne VITAPAN A3.

6.3.6. Einfluss der Schmelzfarbe auf die Gesamtfarbe

- Gemessene Proben: Zahnförmige Proben mit Dentinfarbe A3, „single-shade“ nur aus Dentin und „multi-shade“ mit 0.5 mm dicker Schmelzschicht der Farbe Clear, Super Clear und A1 (je 1 Probe).
- Gemessene Bereiche: Alle neun Punkte.
- Messbedingungen: Rote Gingiva und Nachbarzähne VITAPAN A3.

6.3.7. Einfluss der Reflexion auf die Farbe

Nach Herstellerangaben müssen die auf dem Shade Vision Handstücksdisplay gezeigten Reflexionsflecken zwischen Mittel- und Zervikalbereich zentriert werden. Der erste Versuch, um die Zuverlässigkeit der Messungen zu testen, schloss die Messung der Zahnproben nach Herstellerangaben, Messtube in 45°

zur Oberfläche der Probe und mit den Reflexionsflecken zwischen Mittel- und Inzisalbereich, Messtube nach Zervikal gekippt, ein.

- Gemessene Proben: „Multi-shade“ zahnförmige Proben aus allen Dentinfarben mit 0.5 mm Schmelzschicht der Farbe Clear (je 3 Proben von jeder Dentinfarbe).
- Gemessene Bereiche: Alle neun Punkte.
- Messbedingungen: Rote Gingiva und Nachbarzähne VITAPAN A3.

6.3.8. Farbunterschiede nach der Alterung der Proben bei Trockenlagerung

3 Monate nach Herstellung wurden Proben, die in der Zwischenzeit trocken gelagert wurden, wieder gemessen. Es sollte überprüft werden, ob die aus Komposit angefertigten Proben auch für zukünftige Untersuchungen als Referenz verwendet werden können, d.h., ob die Proben farbstabil sind.

- Gemessene Proben: „Multi-shade“ zahnförmige Proben aus allen Dentinfarben mit 0.5 mm Schmelzschicht der Farbe Clear (je 3 Proben von jeder Dentinfarbe).
- Gemessene Bereiche: Mittelpunkt.
- Messbedingungen: Rote Gingiva und Nachbarzähne VITAPAN A3.

6.3.9. Inter- und Intrarater Reliability des Shade Vision System Kolorimeters

Weitere Versuche zur Ermittlung der Zuverlässigkeit des Mess- und Auswertevorganges wurden von zwei Probanden durchgeführt. Beim ersten wurde die gleiche Probe von beiden Probanden zehnmal gemessen, wobei der erste Proband anschließend ein zweites Mal die Probe zehnmal gemessen hat.

- Gemessene Proben: „Multi-shade“ zahnförmige Probe aus Dentinfarbe A2 mit 0.5 mm Schmelzschicht der Farbe Clear.
- Gemessene Bereiche: Mittelpunkt.
- Messbedingungen: Rote Gingiva und Nachbarzähne VITAPAN A3.

6.4. Statistische Auswertung

Die Ergebnisse aller Messungen wurden als CIE L*a*b* Werte dokumentiert und in Form von Microsoft Excel-Tabellen archiviert. Die statistische Auswertung der Resultate erfolgte mit Hilfe des Statistik-Programms SPSS 12.0 für Windows.

Um die Mittelwerte zweier Variablen für eine einzelne Gruppe zu vergleichen, wurde ein T-Test (Konfidenzintervall 95%) durchgeführt. Bei diesem Test werden für jeden Fall Differenzen zwischen den Werten der zwei Variablen berechnet und überprüft, ob der Durchschnitt von „0“ abweicht und ob die Differenzen signifikant sind. Bei der Analyse der Farbunterschiede nach der

Alterung der Proben bei Trockenlagerung, wurde ein T-Test für gepaarte Stichproben und bei der Zuverlässigkeitstest des Messgerätes ein weiterer T-Test für unabhängige Stichproben durchgeführt.

Eine Erweiterung des T-Testes, die einfaktorielle ANOVA (Signifikanzniveau $p < .05$), wurde verwendet für alle Analysen mit mehr als zwei Stichproben. Es handelt sich um eine einfaktorielle Varianzanalyse für eine quantitative abhängige Variable mit einer einzelnen unabhängigen Faktorvariablen, welche die Hypothese, dass mehrere Mittelwerte gleich sind, überprüft. Wenn es Abweichungen gibt, wird überprüft, ob diese Unterschiede signifikant sind.

Für die genaue Bestimmung der abweichenden Mittelwerte wurden Post-Hoc-Tests durchgeführt (Konfidenzintervall 95%). Da eine große Anzahl von Mittelwertpaaren vorhanden war, wurde der Test auf echt signifikante Differenzen nach Tukey durchgeführt. Dieser Test dient dazu, alle paarweisen Vergleiche zwischen Gruppen vorzunehmen und gleichzeitig die experimentelle Fehlerrate zu ermitteln. Außerdem wurde noch der „Paarweise multiple Vergleichstest“ für geringste signifikante Differenzen (LDS) verwendet. Dieser Test entspricht der Durchführung von multiplen individuellen T-Tests zwischen allen Gruppenpaaren.

Bei jeder Hypothese wurde der Farbunterschied (ΔE^*) von den CIE $L^*a^*b^*$ Werten mit folgender Gleichung berechnet: $\Delta E^* = (\Delta L^{*2} + \Delta a^{*2} + \Delta b^{*2})^{1/2}$

Damit konnte festgestellt werden, ob es sich um visuell erkennbare Farbunterschiede handelte.

Die genauen Bedingungen für die statistische Analyse jeder Versuchserie werden im Folgenden zusammen mit den Ergebnissen genauer erläutert.

7. Ergebnisse

7.1. Einfluss der Form auf die Farbe

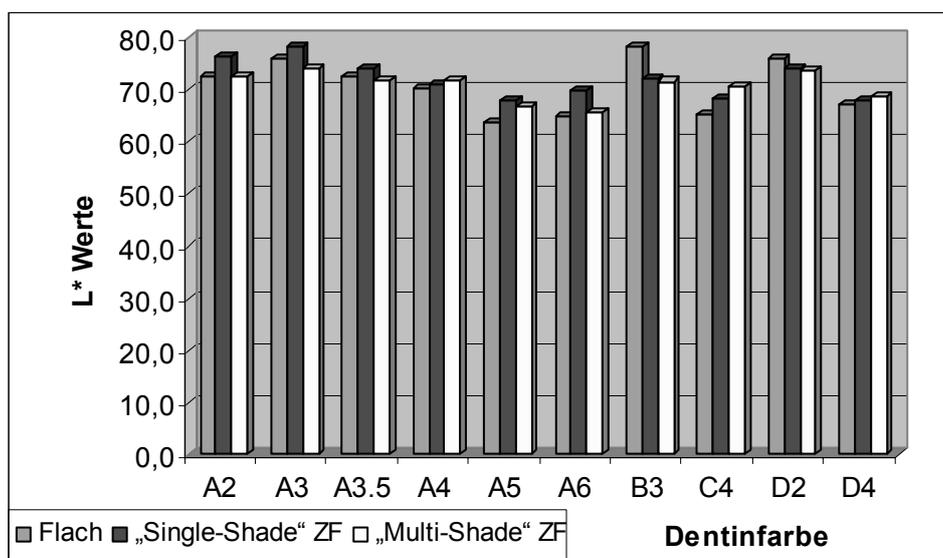
Die CIE L*a*b* Werte der Mittelpunkte von jeweils 3 flachen und zahnförmigen Proben („single-“ und „multi-shade“) pro Dentinfarbe wurden auf einem transparenten Halter gemessen und einer einfaktoriellen ANOVA (N=90) unterworfen. Ziel war es zu bestimmen, ob unterschiedliche Form und Beschichtung Farbunterschiede zwischen Proben aus derselben Kompositfarbe verursachen.

Frühere Untersuchungen mit demselben Komposit haben gezeigt, dass ab 3 mm Schichtdicke der Hintergrung keinen Einfluss mehr auf die Farbe der Probe hat. Bei Proben dicker als 3 mm wird die sogenannte „intrinsische Farbe“ gemessen. Die Werte für die flachen Proben stellen die intrinsische Farbe aller verwendeten Komposite dar.

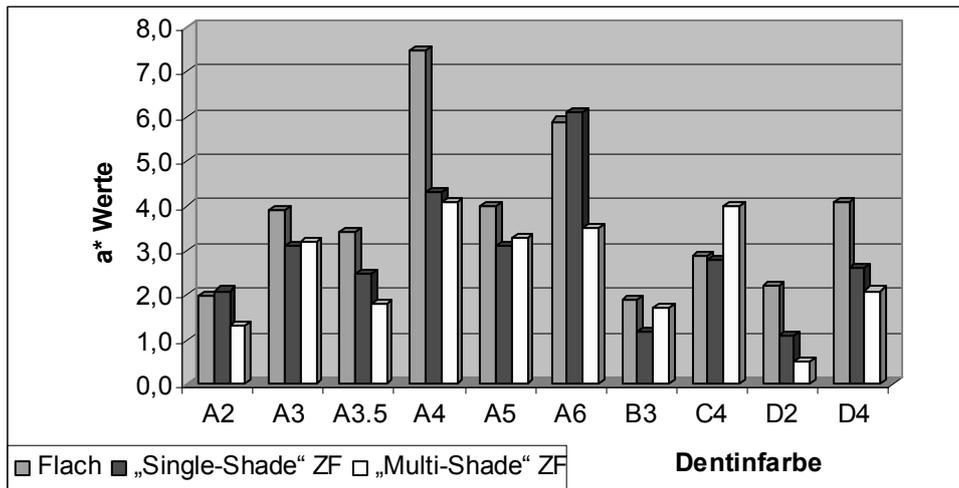
Farbe	L*	a*	b*
A2	72.6 (6.3)	2.0 (3.4)	24.6 (7.1)
A3	76.1 (2.9)	3.9 (3.6)	20.5 (4.8)
A3.5	72.5 (3.8)	3.4 (1.1)	22.9 (6.3)
A4	70.2 (4.0)	7.5 (3.4)	23.5 (11.5)
A5	63.6 (4.4)	4.0 (4.2)	25.6 (10.8)
A6	64.8 (1.4)	5.9 (4.1)	24.0 (12.6)
B3	78.4 (6.7)	1.9 (4.0)	18.6 (8.7)
C4	65.1 (9.5)	2.9 (3.1)	20.8 (7.9)
D2	76.0 (9.4)	2.2 (2.1)	16.1 (6.6)
D4	67.3 (4.9)	4.1 (2.6)	19.7 (5.3)

Tabelle 7.1.1. Mittelwerte und Standardabweichung der CIE L*a*b* Werte von flachen Proben: intrinsische Farbe des Komposites (N=90). Gemessene Bereiche: Mittelpunkt.

Bei der statistischen Analyse zeigten nur Unterschiede der b* Werte zwischen flachen und „single-shade“ zahnförmigen Proben sowie zwischen flachen und „multi-shade“ zahnförmigen Proben hochsignifikante Abweichungen. Bei L* und a* waren diese nicht signifikant. Alle gemessenen Werte befinden sich in der Tabelle 5 im Anhang.

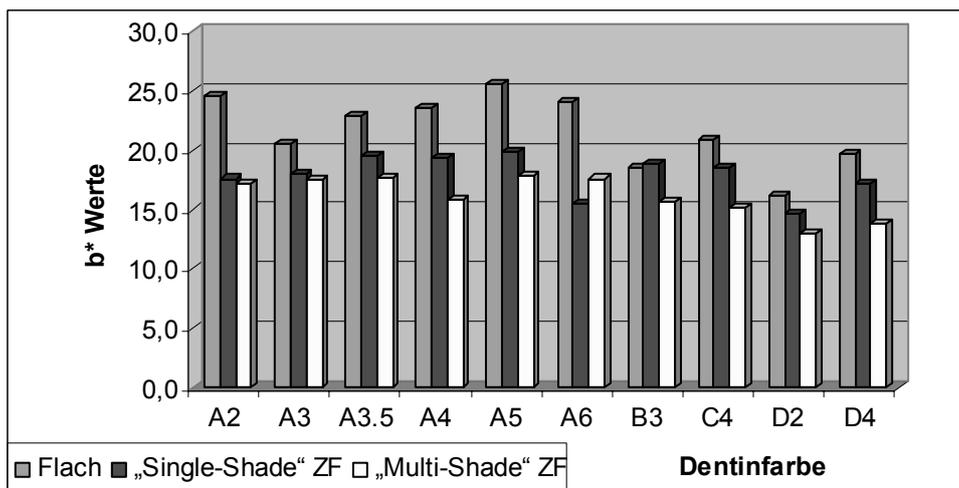


Graphik 7.1.1. L* Werte: Proben mit verschiedener Form und Beschichtung (N=90). Gemessene Bereiche: Mittelpunkt. ZF = zahnförmig.



Graphik 7.1.2. a^* Werte: Proben mit verschiedener Form und Beschichtung (N=90).

Gemessene Bereiche: Mittelpunkt. ZF = zahnförmig.

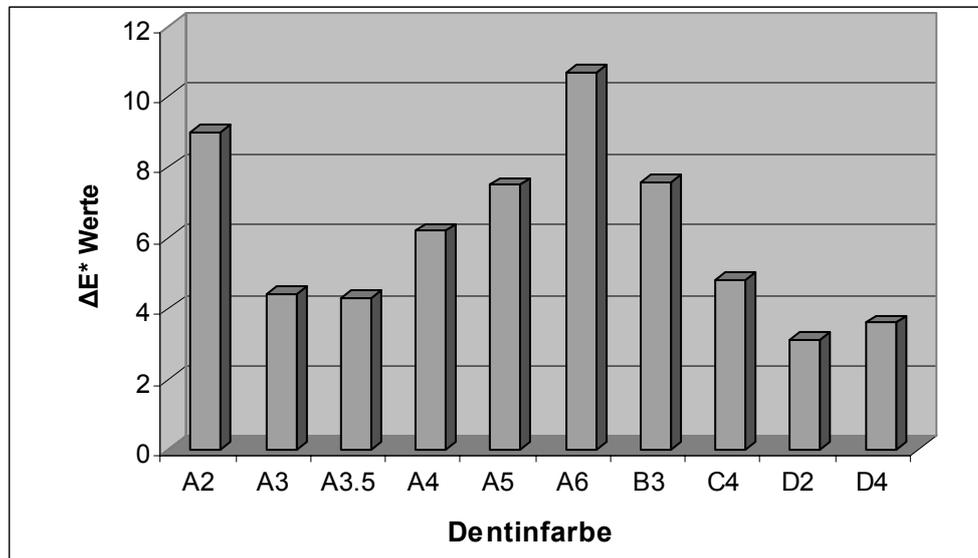


Graphik 7.1.3. b^* Werte: Proben mit verschiedener Form und Beschichtung (N=90).

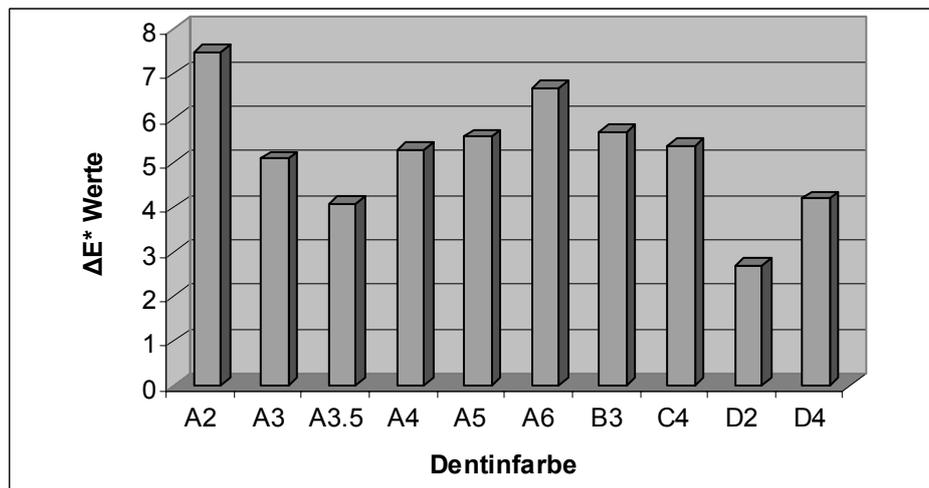
Gemessene Bereiche: Mittelpunkt. ZF = zahnförmig.

Die ΔE^* Werte zwischen flachen und „single-shade“ zahnförmigen Proben sowie zwischen „single-shade“ und „multi-shade“ zahnförmigen Proben wurden berechnet. Die ermittelten Farbunterschiede waren unabhängig von der Farbe

des Komposites und die ΔE^* Werte lagen im sichtbaren Bereich (< 2). Alle gemessenen ΔE^* Werte befinden sich in der Tabelle 6 im Anhang.



Graphik 7.1.4. ΔE^* Werte zwischen flachen und „single-shade“ zahnförmigen Proben ($N=90$). Gemessene Bereiche: Mittelpunkt. ZF = zahnförmig.

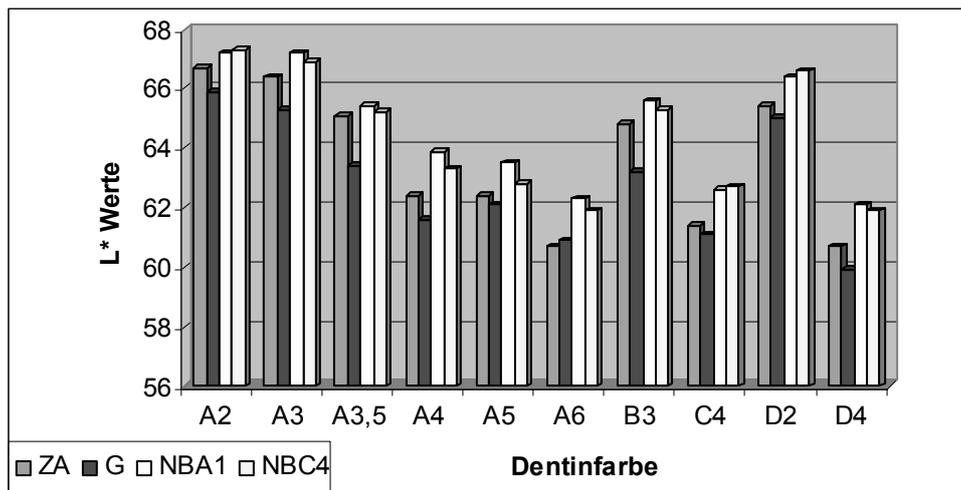


Graphik 7.1.5. ΔE^* Werte zwischen „single-shade“ und „multi-shade“ zahnförmigen Proben ($N=90$). Gemessene Bereiche: Mittelpunkt. ZF = zahnförmig.

7.2. Einfluss der Umgebung auf die Farbe

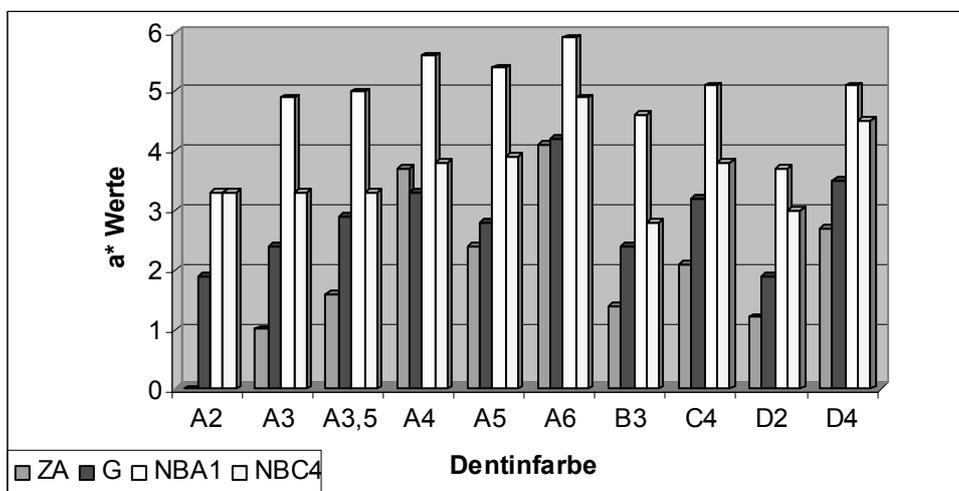
Um zu bestimmen, ob die Umgebung die gemessene Farbe beeinflusst, wurden die CIE $L^*a^*b^*$ Werte von neun Punkten von „multi-shade“ zahnförmigen Proben (0.5 mm Schmelzschicht der Farbe Clear) aller Dentinfarben (jeweils 2 Proben) in vier Umgebungen gemessen: Zahn allein (ZA), Zahn mit Gingiva (G), Zahn mit Gingiva und Nachbarzähne der Farbe A1 (NBA1) und Zahn mit Gingiva und Nachbarzähne der Farbe C4 (NBC4).

Die Werte von jeder getrennten Spalte (Distal, Mitte, Mesial) für jeden Bereich (Inzisal, Mitte, Zervikal), sowie Mittelwerte aller Punkte der Proben, wurden einem einfaktoriellen ANOVA (N=180) unterworfen. Für den gesamten Zahn waren die Farbunterschiede für L^* (zwischen G und NBA1) und b^* (zwischen G und NBA1, sowie NBC4 und zwischen ZA und NBA1) signifikant und für a^* (zwischen ZA und NBA1, sowie NBC4 und zwischen G und NBA1) hochsignifikant. Mit dem Vergleich zwischen Spalten und Bereichen des Zahnes wurde festgestellt, welche Umgebung in welchen Regionen mehr Einfluss bewirkt. Alle gemessenen Werte befinden sich in den Tabellen 7 und 8 im Anhang.



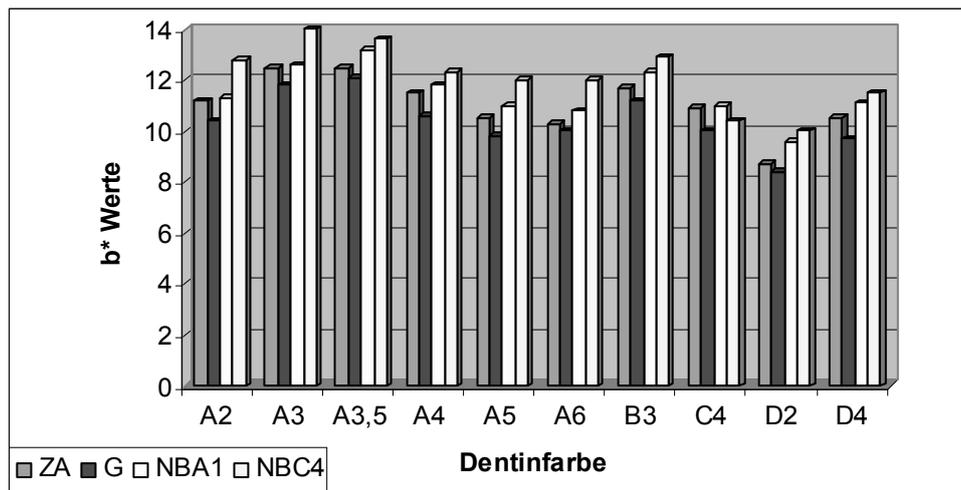
Graphik 7.2.1. L* Werte: „multi-shade“ zahnförmige Proben in verschiedenen Umgebungen (N=180). Gemessene Bereiche: Mittelwert aller neun Punkte.

ZA=Zahn allein, G=Zahn mit Gingiva, NBA1=Zahn mit Gingiva und Nachbarzähne der Farbe A1, NBC4=Zahn mit Gingiva und Nachbarzähne der Farbe C4.



Graphik 7.2.2. a* Werte: „multi-shade“ zahnförmige Proben in verschiedenen Umgebungen (N=180). Gemessene Bereiche: Mittelwert aller neun Punkte.

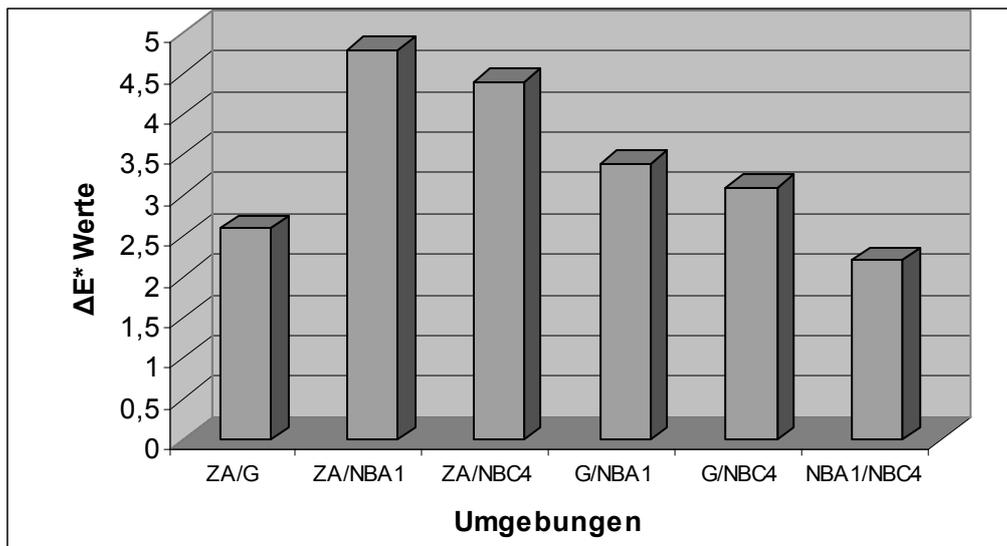
ZA=Zahn allein, G=Zahn mit Gingiva, NBA1=Zahn mit Gingiva und Nachbarzähne der Farbe A1, NBC4=Zahn mit Gingiva und Nachbarzähne der Farbe C4.



Graphik 7.2.3. b^* Werte: „multi-shade“ zahnförmige Proben in verschiedenen Umgebungen ($N=180$). Gemessene Bereiche: Mittelwert aller neun Punkte.

ZA=Zahn allein, G=Zahn mit Gingiva, NBA1=Zahn mit Gingiva und Nachbarzähne der Farbe A1, NBC4=Zahn mit Gingiva und Nachbarzähne der Farbe C4.

Die ΔE^* Werte zwischen Mittelwerten aller Punkte der Proben in verschiedenen Umgebungen wurden berechnet. Mit diesen Analysen konnte festgestellt werden, zwischen welchen Umgebungen sichtbare Farbunterschiede zu erkennen waren. Diese Farbunterschiede waren nicht von der Farbe des Komposites abhängig. Alle gemessenen ΔE^* Werte befinden sich in der Tabelle 9 im Anhang.



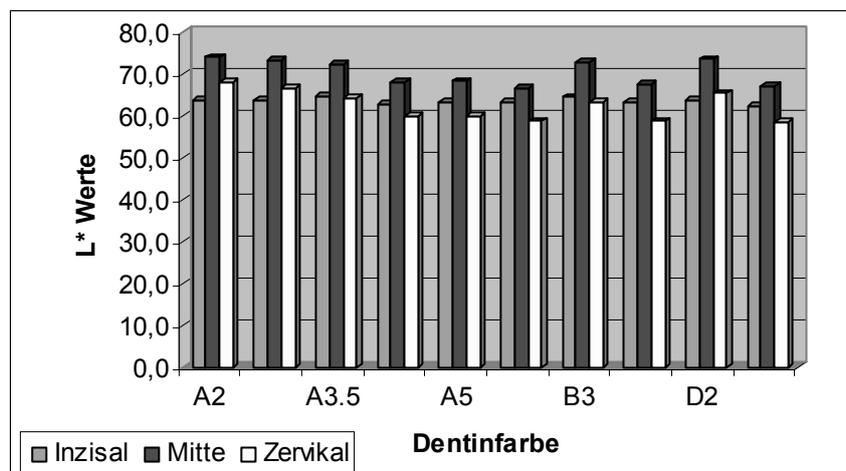
Graphik 7.2.4. ΔE^* zwischen „multi-shade“ zahnförmigen Proben in verschiedenen Umgebungen (N=180). Gemessene Bereiche: Mittelwert aller neun Punkte.

ZA=Zahn allein, G=Zahn mit Gingiva, NBA1=Zahn mit Gingiva und Nachbarzähne der Farbe A1, NBC4=Zahn mit Gingiva und Nachbarzähne der Farbe C4.

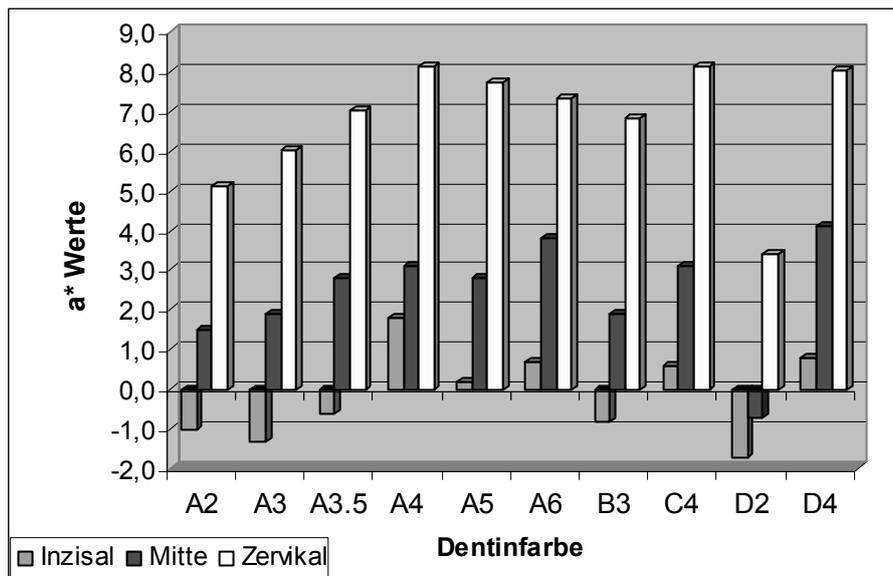
7.3. Analyse des Verhaltens des Farbwertes, Rot- und Gelbanteile in der Probe

Für die Analyse der Verteilung des Farbwertes, Rot- und Gelbanteile der Farbe in einer Probe, wurden 3 Punkte in der mittleren Spalte aus „multi-shade“ zahnförmigen Proben (jeweils 5 aus jeder Dentinfarbe) mit Gingiva und Nachbarzähnen der Farbe A3 gemessen. Alle Messwerte dieser Proben, die für die Bearbeitung dieser und weiterer Untersuchungen verwendet wurden, befinden sich in der Tabelle 10 im Anhang. Eine einfaktorielle ANOVA (N=150) wurde für die CIE L*a*b* Werte zwischen den Bereichen durchgeführt.

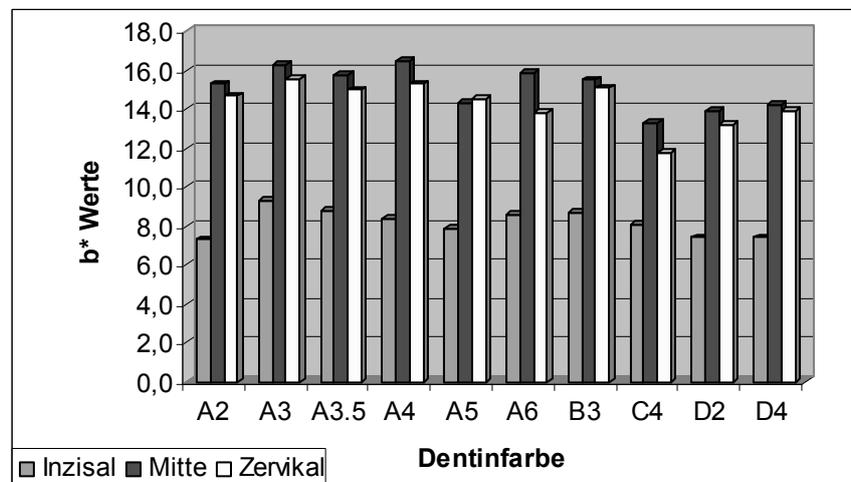
Die Helligkeitswerte (L^*) waren in der Mitte am höchsten. Zervikal waren sie niedriger als inzisal. In allen Fällen waren die Unterschiede hoch signifikant mit Ausnahme von Inzisal in Beziehung zu Zervikal, wo der Unterschied nicht signifikant ist. Der Rotanteil (a^*) nimmt von Inzisal nach Zervikal zu und die Abweichungen sind immer hoch signifikant. Der Gelbanteil (b^*) war in der Mitte sehr hoch und hat in Richtung Zervikal und Inzisal abgenommen. Zwischen Inzisal und Zervikal, sowie zwischen Inzisal und Mitte waren die Unterschiede hochsignifikant. Zwar sind die Unterschiede in keinem Fall signifikant, aber sie sind bei hellen Proben größer.



Graphik 7.3.1. Verhalten des Farbwertes (L^*) in „multi-shade“ zahnförmigen Proben ($N=150$). Gemessene Bereiche: Inzisal, Mitte und Zervikal der mittleren Spalte.



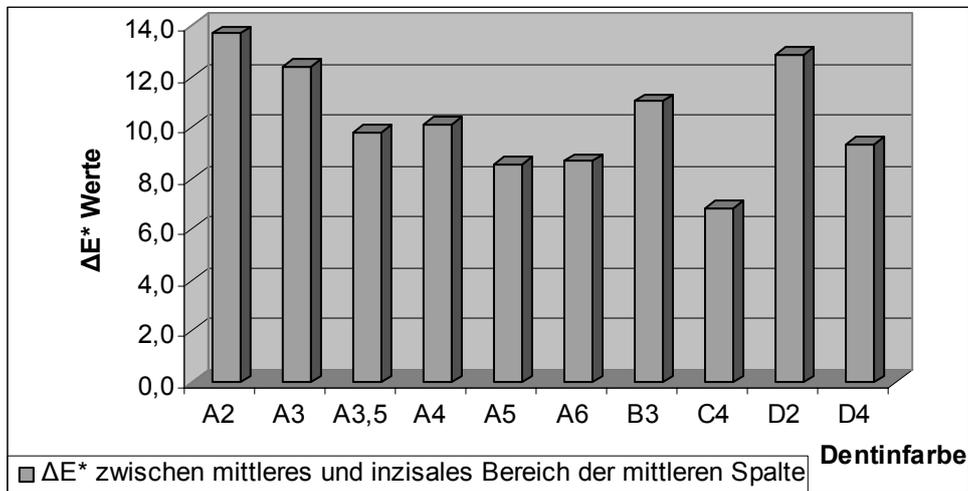
Graphik 7.3.2. Verhalten des Rotanteils (a^*) in „multi-shade“ zahnförmigen Proben ($N=150$). Gemessene Bereiche: Inzisal, Mitte und Zervikal der mittleren Spalte.



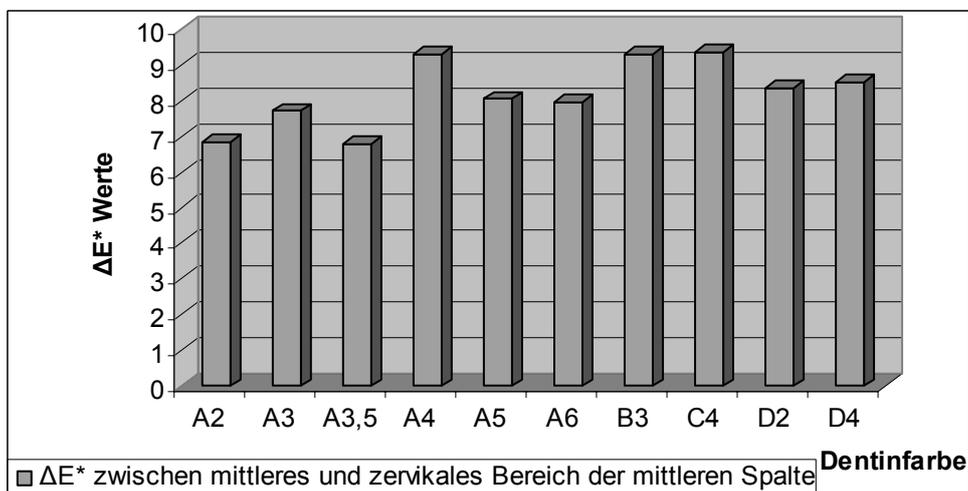
Graphik 7.3.3. Verhalten des Gelbanteils (b^*) in „multi-shade“ zahnförmigen Proben ($N=150$). Gemessene Bereiche: Inzisal, Mitte und Zervikal der mittleren Spalte.

Die ΔE^* Werte zwischen Mitte und Inzisal reichen von 5.2 bis 14, die zwischen Mitte und Zervikal reichen von 3.5 bis 12.3. Alle sind sichtbare signifikante

Farbunterschiede. Alle gemessenen ΔE^* Werte befinden sich in der Tabelle 11 im Anhang.



Graphik 7.3.4. ΔE^* zwischen mittlerem und inzisalem Bereich der mittleren Spalte von „multi-shade“ zahnförmigen Proben (N=150).

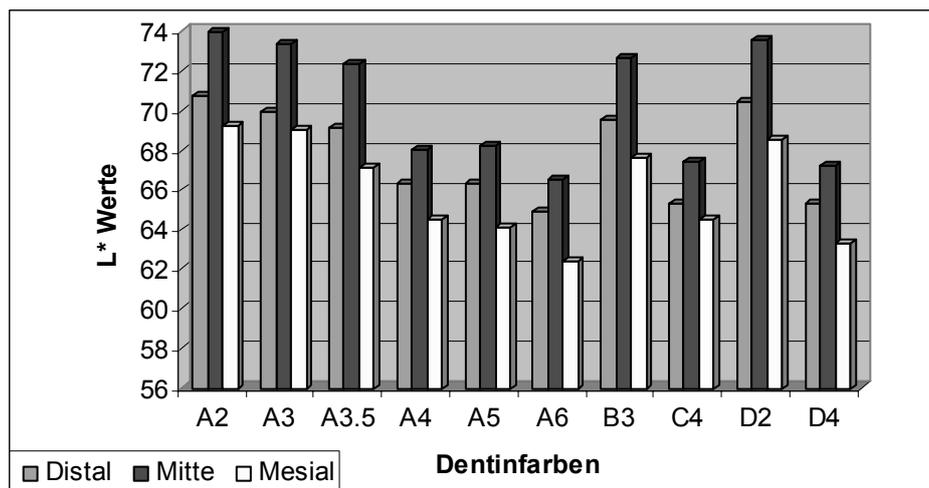


Graphik 7.3.5. ΔE^* zwischen mittlerem und zervikalem Bereich der mittleren Spalte von „multi-shade“ zahnförmigen Proben (N=150).

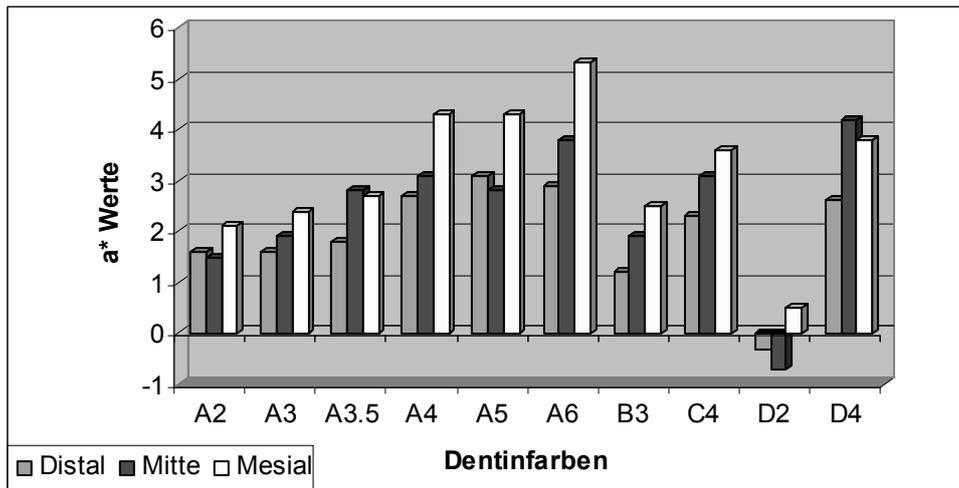
7.4. Analyse des Verhaltens der Sättigung in der Probe

Die Sättigung, gegeben durch die Farbkoordinaten a^* und b^* , sollte am Rand der Probe, wegen einer dünneren oder nicht vorhandenen unterliegenden Dentinschicht und dem Einfluss des dunklen Hintergrundes, niedriger sein als in der Mitte. Um diese Hypothese zu untersuchen, wurden die CIE $L^*a^*b^*$ Werte der distalen (1), mittleren (2) und mesialen (3) Spalten des mittleren Bereiches mit einem einfaktoriellen ANOVA ($N=150$) verglichen.

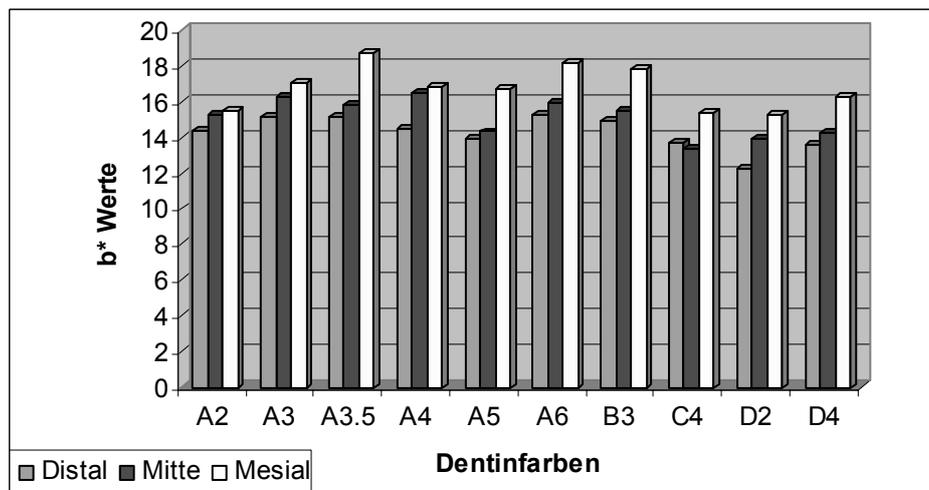
L^* war zwischen Spalte 1 und 2, sowie 2 und 3 hoch signifikant und zwischen beiden Randspalten signifikant. Die a^* Werte waren nur zwischen den Spalten 1 und 3 hoch signifikant. Für b^* waren Abweichungen zwischen beiden Randspalten und der Mitte hoch signifikant. Die Werte der Farbkoordinaten waren generell für Spalte 3 höher als für die Spalten 1 und 2.



Graphik 7.4.1. Verhalten von L^* in verschiedenen Spalten im mittleren Bereich in „multi-shade“ zahnförmigen Proben ($N=150$). Gemessene Bereiche: Distal, Mitte und Mesial des mittleren Bereiches.



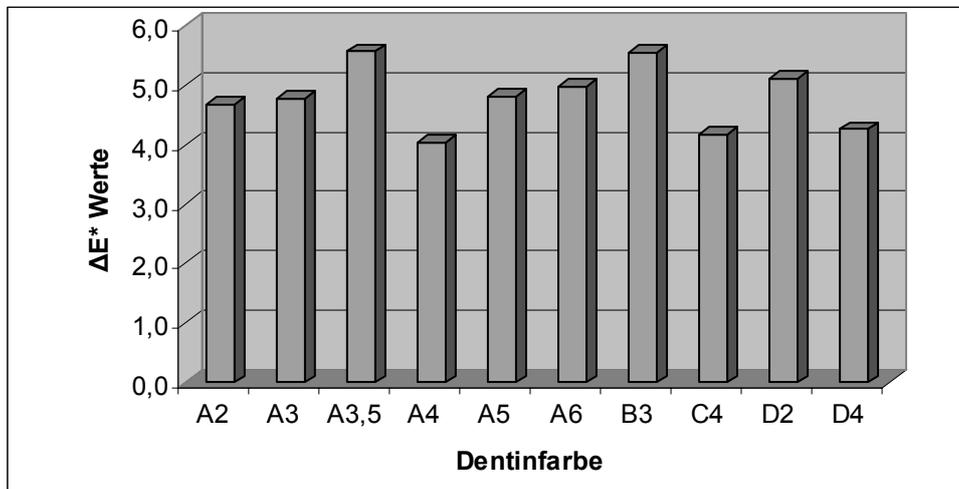
Graphik 7.4.2. Verhalten von a^* in verschiedenen Spalten im mittleren Bereich in „multi-shade“ zahnförmigen Proben ($N=150$). Gemessene Bereiche: Distal, Mitte und Mesial des mittleren Bereiches.



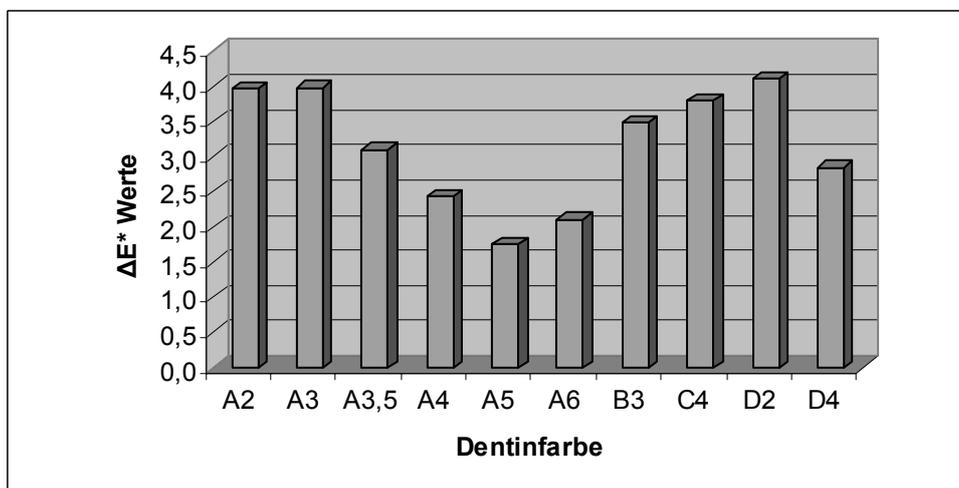
Graphik 7.4.3. Verhalten von b^* in verschiedenen Spalten im mittleren Bereich in „multi-shade“ zahnförmigen Proben ($N=150$). Gemessene Bereiche: Distal, Mitte und Mesial des mittleren Bereiches.

Die Farbunterschiede zwischen Spalte 2 und 3, sowie 2 und 1 waren alle sichtbar signifikant, da alle ΔE^* Werte, mit Ausnahme von der Farbe A5 zwischen Distal und Mitte, gleich oder größer als 2 waren. Die Unterschiede

waren bei allen Dentinfarben zwischen Spalte 2 und 3 größer. Alle gemessenen ΔE^* Werte befinden sich in der Tabelle 12 im Anhang.



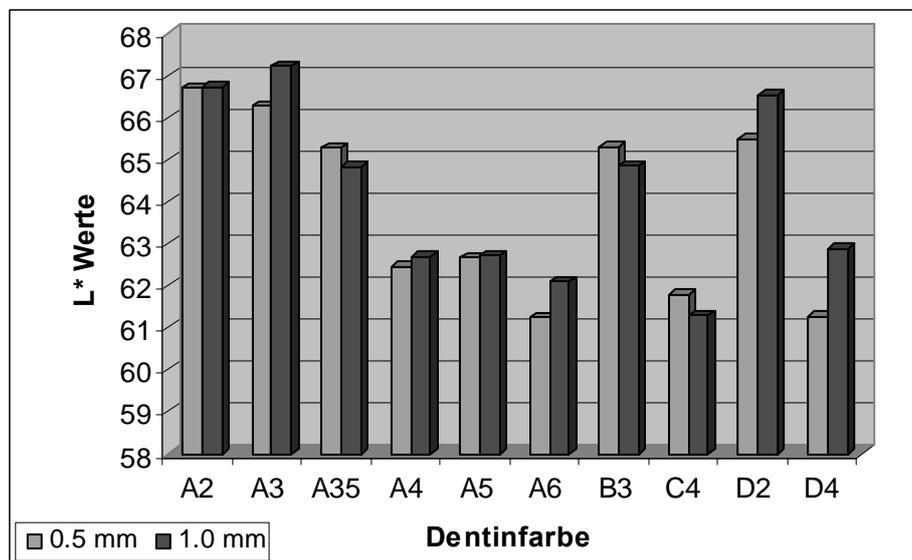
Graphik 7.4.4. ΔE^* zwischen mittlerer und mesialer Spalte des mittleren Bereiches von „multi-shade“ zahnförmigen Proben (N=150).



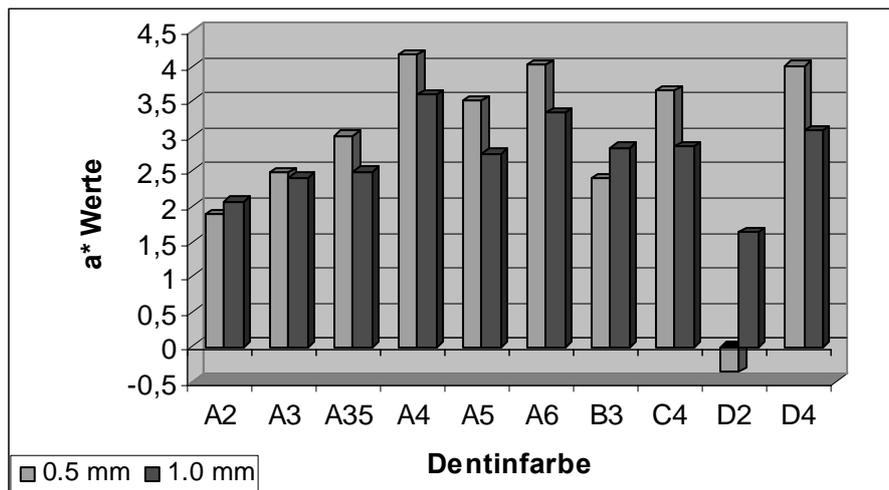
Graphik 7.4.5. ΔE^* zwischen mittlerer und distaler Spalte des mittleren Bereiches von „multi-shade“ zahnförmigen Proben (N=150).

7.5. Einfluss der Dicke der Schmelzschicht auf die Gesamtfarbe

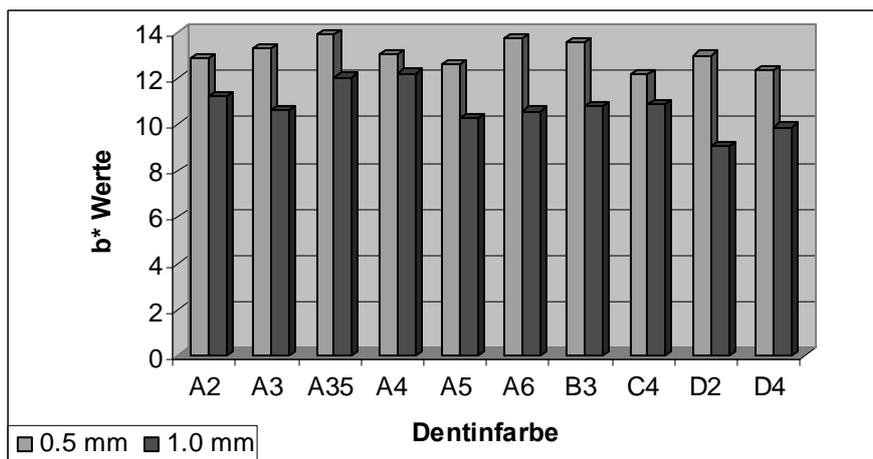
Um festzustellen, wie die Dicke der Schmelzschicht auf die Gesamtfarbe der Restauration einwirkt, wurden CIE L*a*b* Werte von „multi-shade“ zahnförmigen Proben mit 0.5 und 1 mm Schmelzschicht der Farbe verglichen. Nach dem einfaktoriellen ANOVA Test (N=540) zeigten nur b* Werte zwischen beiden Probetypen hochsignifikante Abweichungen.



Graphik 7.5.1. L* Werte: „multi-shade“ zahnförmige Proben mit 0.5 und 1 mm dicker Schmelzschicht (N=540). Gemessene Bereiche: Alle neun Punkte.

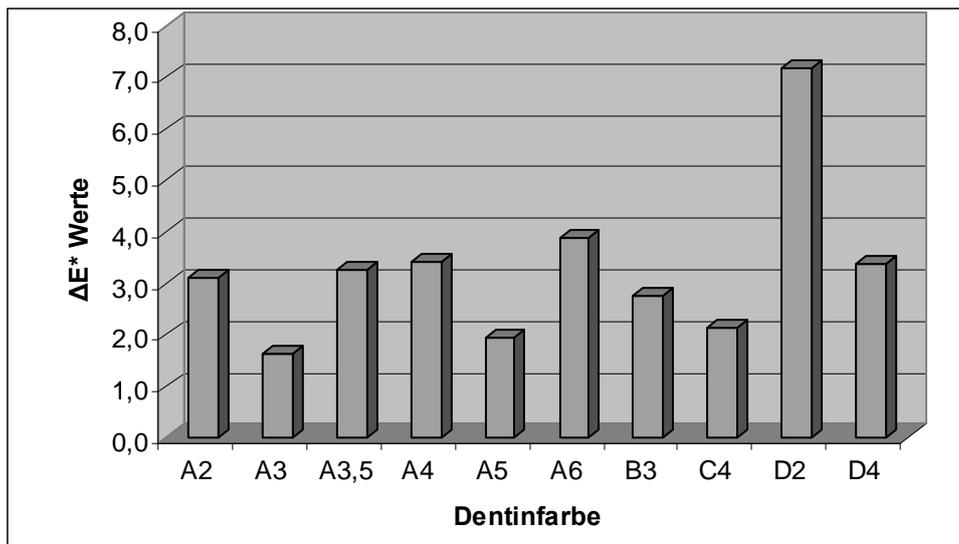


Graphik 7.5.2. a^* Werte: „multi-shade“ zahnförmige Proben mit 0.5 und 1 mm dicker Schmelzschicht (N=540). Gemessene Bereiche: Alle neun Punkte.



Graphik 7.5.3. b^* Werte: „multi-shade“ zahnförmige Proben mit 0.5 und 1 mm dicker Schmelzschicht (N=540). Gemessene Bereiche: Alle neun Punkte.

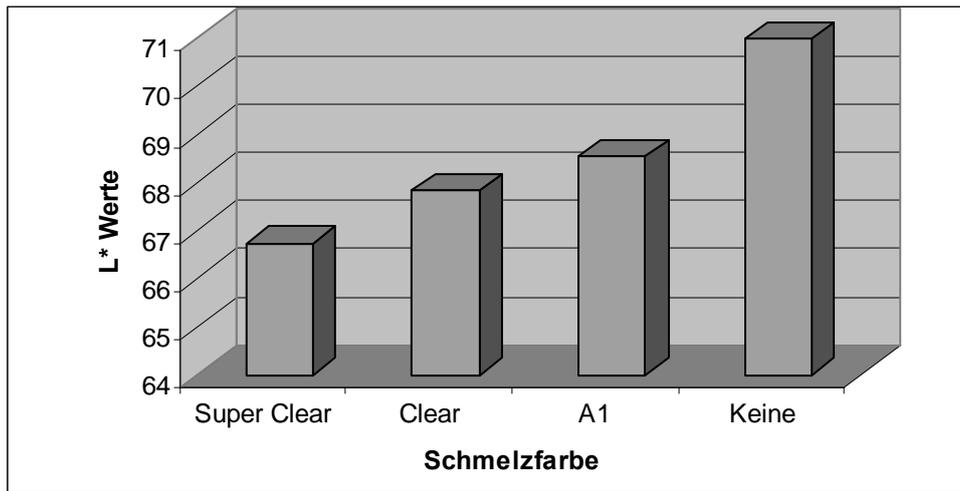
Die Farbunterschiede ΔE^* waren fast alle im sichtbaren Bereich (< 2), Ausgenommen die Proben mit Dentinfarben A3 und A5. Die Ergebnisse wurden nicht von der Kompositfarbe beeinflusst. Alle gemessenen ΔE^* Werte befinden sich in der Tabelle 13 im Anhang.



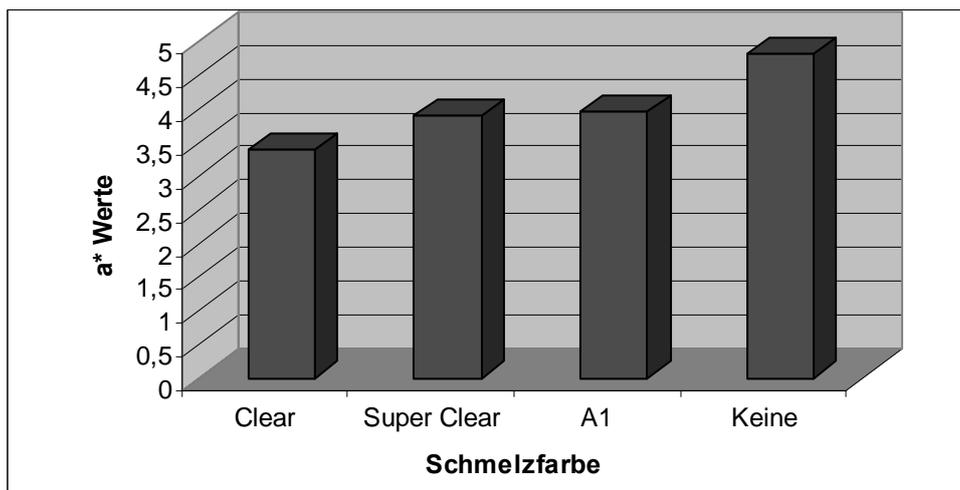
Graphik 7.5.4. ΔE^* Werte zwischen „multi-shade“ zahnförmigen Proben mit 0,5 und 1 mm Beschichtung (N=540). Gemessene Bereiche: Alle neun Punkte.

7.6. Einfluss der Schmelzfarbe auf die Gesamtfarbe

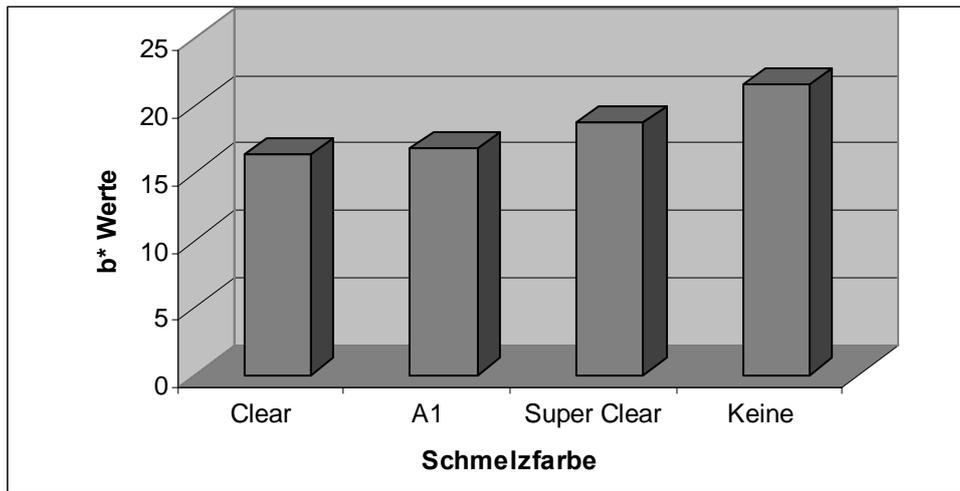
CIE L*a*b* Werte der zahnförmigen Proben mit Dentinfarbe A3, „single-shade“ ohne Schmelz und „multi-shade“ mit Clear, Super Clear and A1 Schmelzfarben wurden gemessen und mit einer einfaktoriellen ANOVA (N=36) geprüft, um der Einfluss der Schmelzfarbe auf die Gesamtfarbe zu ermitteln. Obwohl große Abweichungen vorkamen, waren die einzigen hochsignifikanten Unterschiede nur bei den b* Werten zu sehen. Alle gemessenen Werte befinden sich in der Tabelle 14 im Anhang.



Graphik 7.6.1. L* Werte: Proben mit unterschiedlichen Schmelzfarben (N=36). Gemessene Bereiche: Alle neun Punkte.

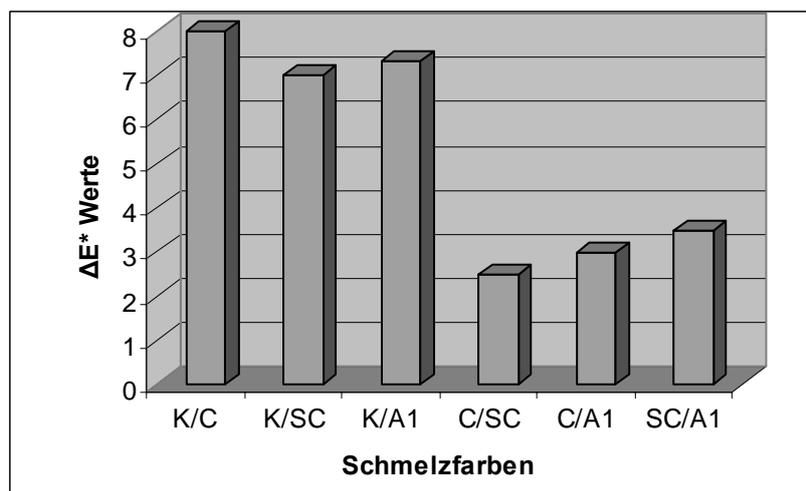


Graphik 7.6.2. a* Werte: Proben mit unterschiedlichen Schmelzfarben (N=36). Gemessene Bereiche: Alle neun Punkte.



Graphik 7.6.3. b^* Werte: Proben mit unterschiedlichen Schmelzfarben ($N=36$). Gemessene Bereiche: Alle neun Punkte.

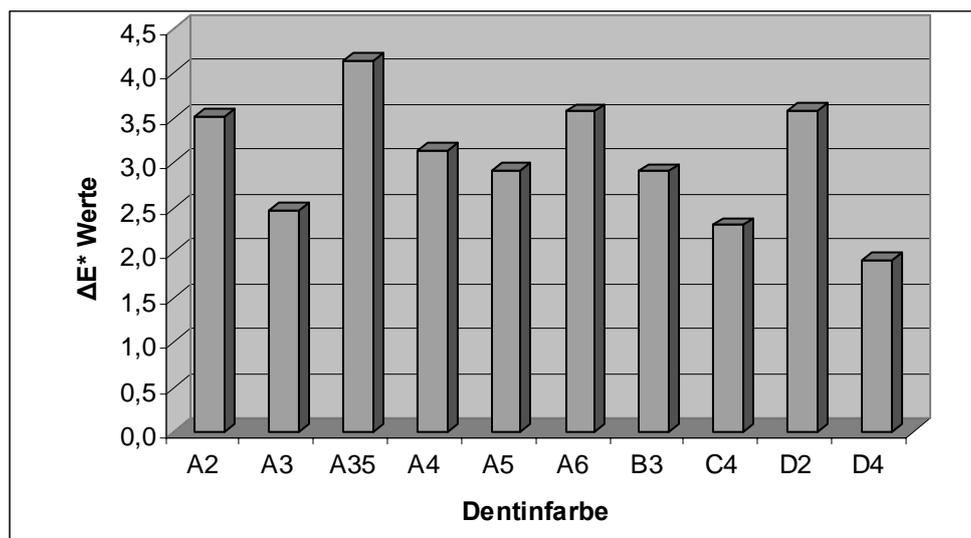
ΔE^* Werte wurden zwischen allen Schmelzfarben berechnet und befanden sich bei allen Kombinationen im sichtbaren Bereich. Die Mittelwerte von allen gemessenen ΔE^* Werten befinden sich in der Tabelle 15 im Anhang.



Graphik 7.6.4. ΔE^* Werte zwischen Proben mit unterschiedlichen Schmelzfarben ($N=540$). Gemessene Bereiche: Alle neun Punkte. K=Kein Schmelz, C=Clear, SC=Super Clear.

7.7. Einfluss der Reflexion auf die Farbe

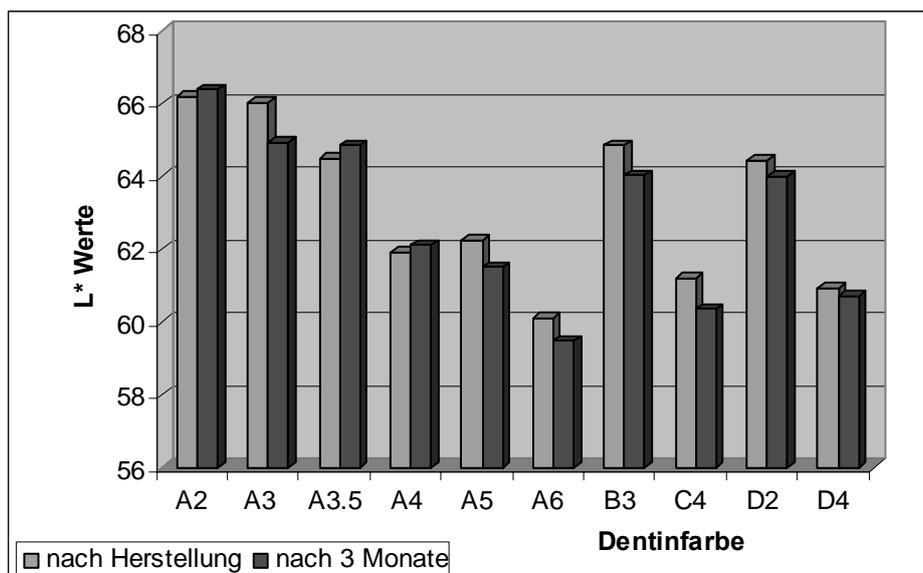
Messungen mit dem Handgerät in zwei verschiedenen Winkeln wurden durchgeführt, um die Zuverlässigkeit des Gerätes zu testen. Die bei „multi-shade“ zahnförmigen Proben gemessenen CIE L*a*b* Werte wurden mit einfaktoriellem ANOVA (N=270) geprüft. Obwohl keine signifikanten Unterschiede gefunden wurden, waren die ΔE^* Werte mit Ausnahme der Farbe D4 ($\Delta E^*=1.9$) im sichtbaren Bereich. Alle gemessenen ΔE^* Werte befinden sich in der Tabelle 16 im Anhang.



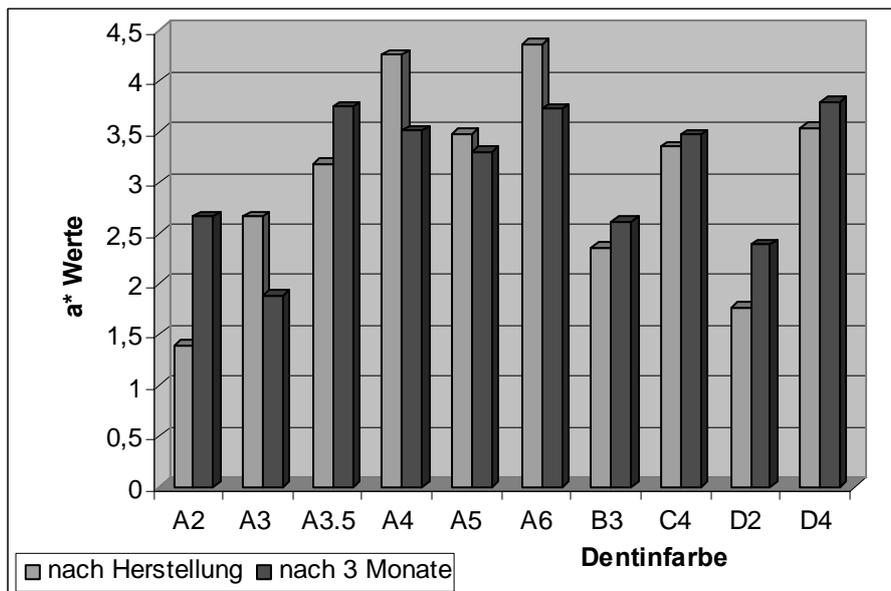
Graphik 7.7.1. ΔE^ Werte bei „multi-shade“ zahnförmigen Proben zwischen Messwinkeln nach Herstellerangaben und Handstück nach Zervikal gekippt (N=270). Gemessene Bereiche: Alle neun Punkte.*

7.8. Farbunterschiede nach der Alterung der Proben bei Trockenlagerung

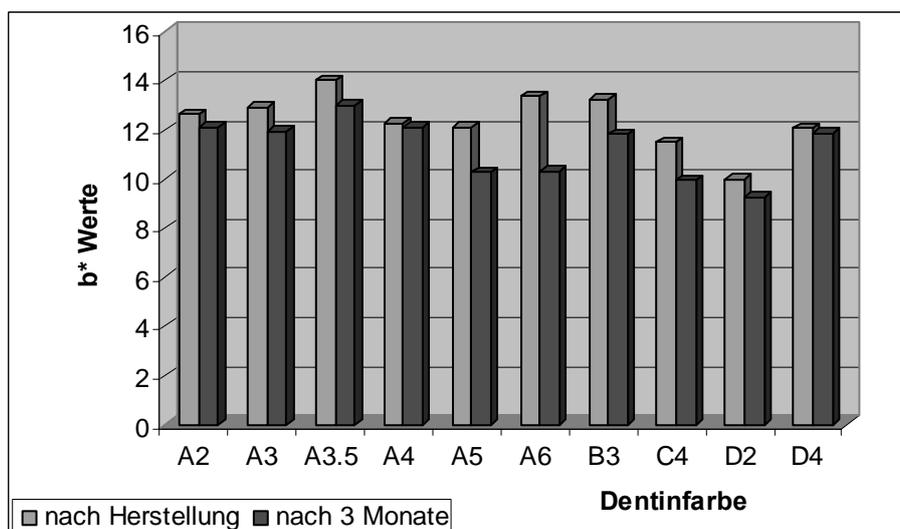
Alle „multi-shade“ zahnförmigen Proben wurden trocken im Dunkel für 3 Monate gelagert und danach wieder gemessen. Die Abweichungen zwischen Messungen direkt nach der Herstellung und nach 3 Monaten wurden mit gepaarten T-Tests (N=30) analysiert. Die Ergebnisse zeigen, dass Unterschiede in der Helligkeit (L^*) hoch signifikant waren und bei den Farbkoordinaten a^* und b^* signifikant. Alle gemessenen Werte befinden sich in der Tabelle 17 im Anhang.



Graphik 7.8.1. L^* Werte: „multi-shade“ zahnförmige Proben direkt nach Herstellung und nach 3 Monaten Trockenlagerung (N=30). Gemessene Bereiche: Mittelpunkt.



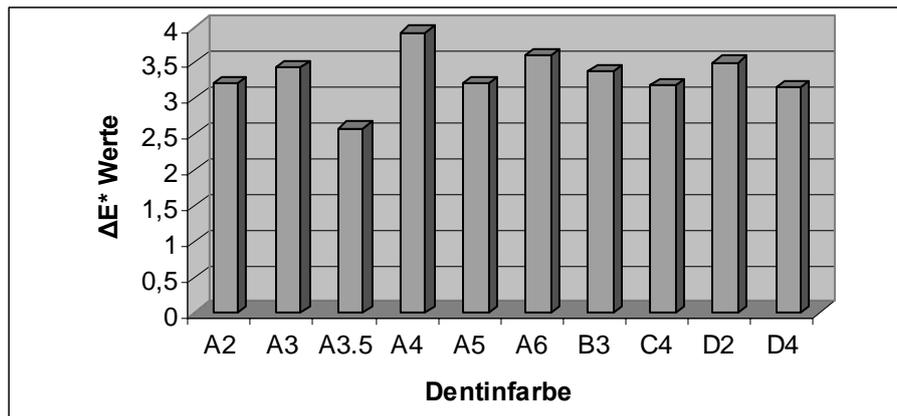
Graphik 7.8.2. *a** Werte: „multi-shade“ zahnförmige Proben direkt nach Herstellung und nach 3 Monaten Trockenlagerung (N=30). Gemessene Bereiche: Mittelpunkt.



Graphik 7.8.3. *b** Werte: „multi-shade“ zahnförmigen Proben direkt nach Herstellung und nach 3 Monaten Trockenlagerung (N=30). Gemessene Bereiche: Mittelpunkt.

So wie bei dem T-Test, sind auch die Farbdifferenzresultate für alle Dentinfarben sichtbar signifikant. Die Ergebnisse waren nicht vom Farbton des

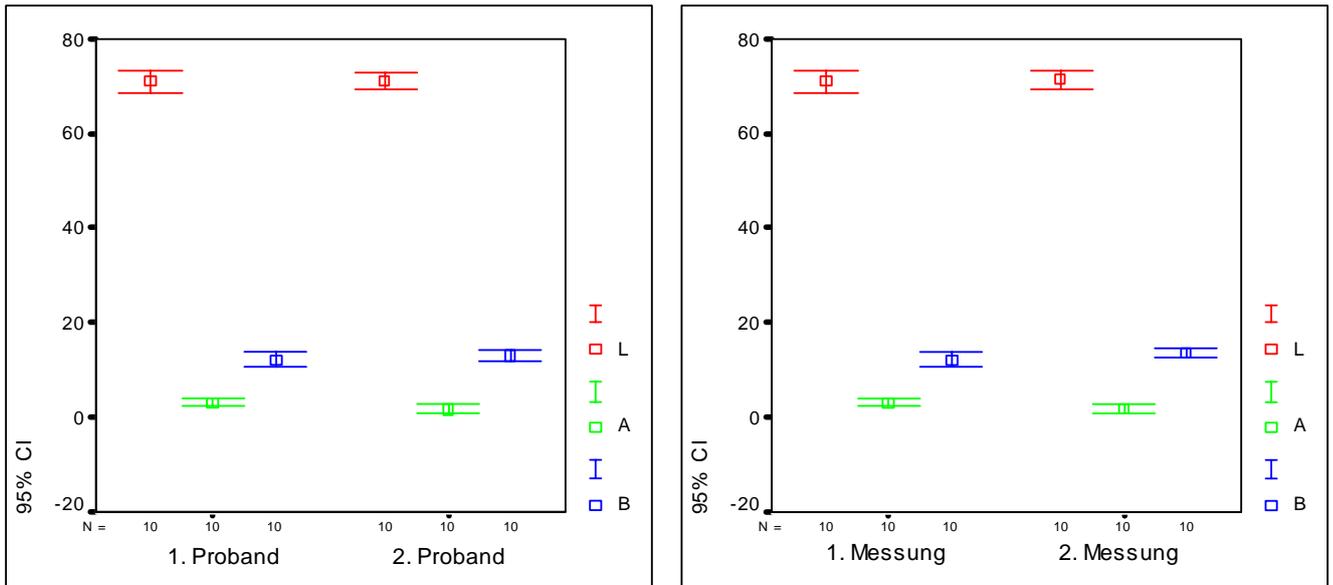
Komposites abhängig. Obwohl die ΔE^* Werte bei der Farbe A3.5 kleiner als alle andere waren, waren Unterschiede unter allen Kompositfarben nicht signifikant. Alle gemessenen ΔE^* Werte befinden sich in der Tabelle 18 im Anhang.



Graphik 7.8.4. ΔE^* Werte von „multi-shade“ zahnförmigen Proben direkt nach Herstellung und nach 3 Monaten Trockenlagerung (N=30). Gemessene Bereiche: Mittelpunkt.

7.9. Inter- und Intrarater Reliability des Shade Vision System Kolorimeters

Um die Zuverlässigkeit des Messgerätes zu ermitteln, wurden Messungen derselben Probe durch zwei Probanden bzw. zu zwei verschiedenen Zeitpunkten durchgeführt. Mit einem T-Test bei unabhängigen Stichproben (N=10) wurde festgestellt, dass keine signifikanten Unterschiede zwischen beiden Probanden, sowie bei beiden Messzeitpunkten gemessene CIE L*a*b* Werte existieren. Alle gemessenen Werte befinden sich in der Tabelle 19 im Anhang.



Graphik 7.9.1. Mittelwerte und Standardabweichung der CIE $L^*a^*b^*$ Werte zwischen zwei Probanden und zwei Messzeitpunkten ($N=10$). Gemessene Bereiche: Mittelpunkt.

Die Berechnung der ΔE^* Werte zwischen beiden Probanden ergab 1.6. Beim Vergleich beider Messzeiten tauchte 0.9 als ΔE^* Wert auf. Beide Werte liegen weit unter der 3.3 Grenze und sind nicht sichtbar signifikant.

8. Diskussion

Die instrumentelle objektive Farbauswertung entwickelt sich zu einem wichtigen technologischen Werkzeug für die Analyse von farbigen Gegenständen und hat großes Potential in der Zahnheilkunde (Seghi RR *et al.*, 1989a; Koishi Y *et al.*, 2002). Zahlreiche kolorimetrische Analysen von zahnmedizinischen Materialien und Prozessen, die eine Vielzahl Instrumente und Techniken verwenden, sind in der zahnmedizinischen Literatur beschrieben worden. Eine Mehrheit der kolorimetrischen Einschätzungen, die in der Industrie (Judd DB und Wyszecki G, 1975), sowie die in der Zahnheilkunde (Powers JM *et al.*, 1980; Yeh CL *et al.*, 1982; Wozniak WT *et al.*, 1985; Anusavice KJ, 1998) durchgeführt werden, beschäftigen sich mit der Auswertung oder Abfragung von Farbunterschieden. In der restaurativen Zahnheilkunde gibt es eine Notwendigkeit an einer wissenschaftlicheren Annäherung zur Spezifikation, Vorwahl und Normierung der Farbe von Materialien. Farbtoleranzen und Begrenzungen auf annehmbare Farbunterschiede sind wichtige Kriterien, die sorgfältig ausgewertet und berücksichtigt werden müssen (Seghi RR *et al.*, 1989a; Koishi Y *et al.*, 2002).

Ziel dieser Studie war es, durch standardisierte Farbmessungen anhand eines Kolorimeters, das Verhalten der Farbe von „multi-shade“ Kompositrestaurationen zu analysieren, sowie die Zuverlässigkeit des X-Rite

Kolorimeter Shade Vision Systemes zu ermitteln, um die Subjektivität des Farbauswahlprozesses zu verringern.

Eine neue Methode für die Herstellung und Farbmessung von Kompositproben wurde für diese Untersuchung entwickelt. Flache Proben, wie herkömmlich für Farbuntersuchungen in der Industrie und Dentalforschung, wurden als Standardmessproben angewendet. Diese hatten eine Dicke von 5 mm und einen Durchmesser von 10 mm.

Es wurde schon gezeigt, dass Hintergrund und Dicke einer Probe die wahrgenommene Farbe beeinflussen können (Powers JM *et al.*, 1978b; Grajower R *et al.*, 1979). Basierend auf den Ergebnissen einer Pilotstudie, die auch den Komposit Artemis untersuchte, wurde eine Probedicke von 5 mm ausgewählt. Es zeigte sich, dass der Hintergrund bei Proben, die dicker als 3 mm sind, keinen Einfluss mehr hat. Je höher die Schichtdicke, umso näher an der intrinsischen Farbe ist das Messergebnis. Da Komposite mit hoher Opazität in ihrem optischen Erscheinungsbild weniger vom Hintergrund beeinflusst werden, kann die ideale Dicke materialabhängig schwanken (Luckenbach T *et al.*, 1991).

Yeh *et al.* (1982) bestimmten, dass bei Erhöhung von 1.2 auf 3.6 mm Dicke die Kompositfarben sich stark an die intrinsische Farbe annähern. Miyagawa *et al.* (1981) zeigten in ihrer Studie, dass die Farbe von ästhetischen Füllungsmaterialien mit einer Dicke von weniger als 4.19 bis 6.70 mm vom Hintergrund abhängig ist. Ikeda *et al.* (2003) fanden heraus, dass zur

Minimierung des Effektes des Hintergrundes bei kolorimetrischen Beurteilungen ein 2 mm dicker polymerisierter Diskus, aus dem selben Material und Farbe hergestellt, unter die 2 mm dicke Probe als Hintergrund platziert werden sollte.

Die Vorhersage von Farben in der Zahnheilkunde ist eine sehr komplizierte Aufgabe, weil die Zahnoberfläche klein und gekurvt ist, die Zahnfarbe nicht homogen ist und optisch eine vielschichtige Struktur darstellt. Das Fehlen eines ausreichenden genauen Gerätes ist schon immer ein weiterer Begrenzungsfaktor gewesen (Paravina RD, 2000). Um Farbe in dieser schwierigen klinischen Situation besser zu verstehen, wurden zahnförmige Proben entwickelt, die in einer Umgebung gemessen wurden, die das Mundmilieu imitiert.

Die Gesamtdicke am mittleren Punkt der zahnförmigen Proben, die für Messungen dieser Studie benutzt wurden, war auch ungefähr 4 mm. Die gewählte Methode, die zahnförmigen Proben herzustellen, wurde durch Maßstörungen erschwert. Es ist möglich, dass die Silikonabformungen sich mit dem Stopfen des Komposites verformt haben. Auch die für die Schmelzschicht verwendete Abformung könnte unter dem Druck, der bei dem Zusammenbringen von den zwei Teilen, um die Überflüsse heraus fließen zu lassen, gebildet wurde, leiden. Einige beschichtete zahnförmige Zähne wurden durchgeschnitten und es wurde festgestellt, dass nicht alle Proben 0.5 bzw. 1 mm Schmelzschicht um den ganzen Dentinkern aufgewiesen haben. Das kann

gewisse Schwankungen in den Ergebnissen für die lateralen Regionen verursacht haben. Eine bessere, standardisierte Methode, beschichtete zahnförmige Proben ohne dimensionale Schwankungen herzustellen, sollte daher noch entwickelt werden.

Eine 2 mm Dicke wurde für die Polymerisation jeder Kompositschicht ausgewählt. Es ist gezeigt worden, dass, an den Tiefen von 2 mm oder weniger, die Einflüsse auf die Härtung nur mit der Intensität des Lichtes und der Dauer der Belichtung zusammenhängen (Kawaguchi M *et al.*, 1994; Yap AUJ *et al.*, 1995). Der Konversionsgrad und physikalische Eigenschaften, die die Langlebigkeit der Restauration versichern, werden so eher erhalten (Kanca J III, 1986; Baharav H *et al.*, 1988; Frauenhofer JA und Curtis P, 1989; Ferracane JL und Condon JR, 1992; Sakaguchi RL *et al.*, 1992; Rueggeberg FA und Jordan DM, 1993; Rueggeberg FA *et al.*, 1994; Shortall AC *et al.*, 1995; Ferracane JL *et al.*, 1997; Shortall AC und Harrington E, 1997; Pilo R *et al.*, 1999; Rozier S *et al.*, 2004). Diese Eigenschaften beeinflussen infolgedessen die abschließende Farbstabilität einer Restauration. Erueggeberg *et al.* (1993) fanden, dass Kompositfarbe und -art minimalen Einfluss an dieser Tiefe hatten. Die Studie von Preis *et al.* (2000) zeigte, dass eine exponentiale Abnahme des Farbwertes stattfindet, wenn die Schichtdicke erhöht wird. Deswegen ist es möglich, dass, selbst wenn eine Hochintensitätslampe verwendet wird, nicht ausreichendes Licht für die Polymerisation von Kompositen mit mehr als ungefähr 2.5 mm vorhanden ist (Ruyter IE, 1988).

Alle Messungen in dieser Studie wurden in einer Black Box durchgeführt. Knispel (1991) stellte fest, dass zwei verschiedene Farben eines Komposites dieselben CIE L*a*b* Werte zeigten, wenn auf einem schwarzen Hintergrund gemessen wird, aber unterschiedliche auf weißen oder helleren Hintergrund. Ein schwarzer Hintergrund entspricht der klinischen Situation einer Klasse III oder IV Restauration, bei der die Füllung den dunklen Hintergrund der Mundhöhle anstatt einer lichtreflektierenden Zahnoberfläche hat. Als die Hintergrundfarbe von Weißem zum Schwarzen geändert wird, verringert sich nicht nur der L* Wert, auch die a* und b* Werte der Probe, ungeachtet des Materialies und Farbtone (Ikeda T *et al.*, 2004). Diese Tatsache zeigt, dass der Effekt der schwarzen Hintergrundfarbe nicht auf den Farbwert der Materialien begrenzt bleibt, aber auch mit dem Eintritt von chromatischen Änderungen eingebunden werden kann (Miyagawa Y und Powers JM, 1983).

In dieser Studie fand die Mehrheit der Untersuchungen in einer Umgebung statt, die die Mundhöhle imitiert. Dafür wurde eine künstliche Gingiva mit rosa Silikon präpariert, worin zwei Nachbarzähne eingeschlossen wurden. Paul *et al.* benutzen 2002 ein ähnliches Verfahren, dabei wurden natürliche Zähne in einer schwarzen Schachtel mit Nachbarzähnen und rosa Silikon gemessen. Diese Bedingungen sind wichtig, um lebensähnliche Messwerte zu kreieren.

Das Shade Vision System wurde ursprünglich für die Prothetik entwickelt. Das Gerät erlaubt, dass ein ganzer Zahn gemessen wird. Mit dieser Software kann

man auf dem aufgenommenen Bild auch Nachbarzähne und Gingiva sehen, was für den Labortechniker vorteilhaft ist. Bei unserer Studie erhöhten diese Aufnahmen die Zuverlässigkeit unserer Ergebnisse. Die Länge des Lichtweges im Zahn zeigt an, dass eingetroffenes Licht von einem bis zu einigen Millimetern zur Seite innerhalb des Zahnes reist, bevor es an der Oberfläche auftaucht. Wenn Farbe mit einem Instrument gemessen wird, welches nur ein kleines Fenster für Ablichtung und Ansammlung von Licht hat, geht ein beträchtlicher Bruchteil des Lichtes, das vom Zahn kommt, vermutlich verloren, weil es an Oberflächen außerhalb des Fensters des Messgerätes auftaucht und folglich von der Messung ausgeschlossen wird (Atkins JT und Billmeyer FW Jr, 1966; Weidner VR, 1983; Tung FF *et al.*, 2002). Für Messungen der zutreffenden Farbe sollten solche Randverluste vermieden werden (ten Bosch JJ und Coops JC, 1995).

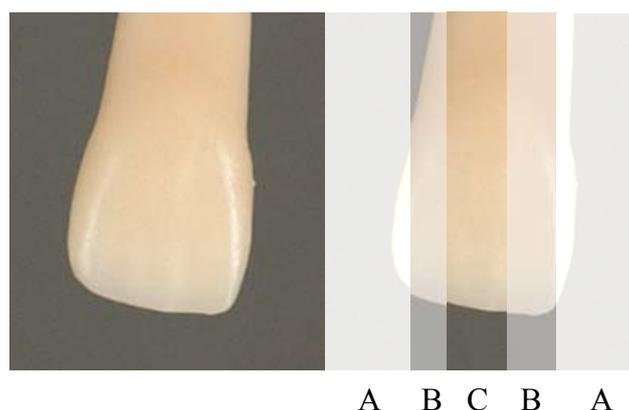


Abbildung 8.1. Aufbau eines Zahnes mit opakem Dentinkern und transparenter Schmelzschicht. In den Bereichen A und B wird die Zahnfarbe vom Hintergrund, Nachbarzähnen und Gingiva beeinflusst. Im Bereich C wird die Zahnfarbe weniger vom beeinflusst.

Die Reproduzierbarkeit der Messung wird durch einen fixen Messpunkt erhöht. Dieses Phänomen lässt sich dadurch erklären, dass der natürliche Zahn Unterschiede in der Farbverteilung aufweist. Diese Beobachtung wird auch von O'Brien *et al.* (1997) bestätigt. Berns *et al.* (2000) informierten, dass die spektrale Reflexion einer umrissenen Oberfläche nicht kopiert werden kann, es sei denn, dass der gleiche Punkt auf dieser Oberfläche gemessen wird. Es ist folglich korrekt, kleine Abweichungen der Resultate zu erwarten. Auch Bos (1986), Goodkind und Schwabacher (1987) und Schwabacher und Goodkind (1990) bestätigten, dass die Zahnfarbe eines nicht einheitlich strukturierten Zahnes am besten vom Zahnzentrum repräsentiert werde, weswegen dieser zur Farbestimmung herangezogen werden sollte. Wenn man eine Messung in der Mitte eines Zahnes ohne apparative Hilfe durchführt, wird man während mehrerer Messversuche geringgradige, jedoch vorhandene Abweichungen an der Messstelle feststellen können (Koop M, 2004).

Bei den meisten der Untersuchungen über die Farbe von natürlichen Zähnen wurde die durchschnittliche Farbe der vestibulären Seite der Zähne überprüft (Paravina RD, 2000). In einigen von ihnen wurde die Farbe der vestibulären Seite sogar Region für Region überprüft: Die Farbe der oberen und unteren Seite der Zähne oder die Farbe im gingivalen, mittleren und inzisalen Drittel des Zahnes (Goodkind RJ *et al.*, 1984; Goodkind RJ und Schwabacher WB, 1987; O'Brien WJ *et al.*, 1997; Hasegawa A *et al.*, 2000). In dieser Studie wurden neun Punkte auf jeder Probe gemessen, drei Spalten (Distal, Mitte und Mesial)

in drei Bereichen (Zervikal, Mitte und Inzisal). Die Messungen, um diese Punkte genau festzulegen, wurden ohne apparative Hilfe durchgeführt, dies kann minimale Abweichungen in den Messversuchen zur Folge haben.

Für die Zwecke dieser Studie wurden nach Seghi *et al.* (1989a) und Koishi *et al.* (2002) ΔE^* Werte von 1 oder weniger für einen nicht erkennbaren Farbunterschied, von 2 bis 3 für in standardisierter Umgebung von trainiertem Beobachter sichtbare Farbunterschiede (O'Brien WJ *et al.*, 1997), die noch klinisch annehmbar sind, und eine Verfärbung von $\Delta E^* > 3.3$, für nicht mehr klinisch akzeptierbar (Ruyter IE *et al.*, 1987) klassifiziert.

Die Ergebnisse dieser Studie können nicht mit denen von Untersuchungen, die unterschiedliche Kolorimeter verwendet haben, verglichen werden, weil u.a. die jeweiligen Farbfilter unterschiedliche Wellenlängen gehabt haben könnten. Ohne identische Farbfilter ist Metamerie eine Möglichkeit (O'Brien WJ *et al.*, 1997).

8.1. Einfluss der Form auf die Farbe

Farbe wird durch eine Menge Faktoren wie unterschiedliche Lichtquellen, Beobachter, Hintergründe, Größe und Reflexionsrichtungen beeinflusst, die einen Gegenstand und seine Farbe in unterschiedlicher Weise erscheinen lassen. Lichtquelle und Beobachter werden durch das Shade Vision System Kolorimeter

standardisiert. In dieser Studie war der Hintergrund immer ein schwarzer Kasten. Reflexionsrichtung und Größe hängen von der Form der gemessenen Probe ab.

Zahnoberflächeneigenschaften beeinflussen auch Messwerte. Obgleich Kolorimeterhersteller eine flache Kontaktfläche (für viele Fälle und Geräte) für bessere Resultate empfehlen, fehlt diese ideale Oberfläche häufig in den Zähnen. Einige Studien machen klar, dass Farbmessgeometrie und Standardlichtquelle die Farbmessung von Kompositen beeinflussen (Lee YK *et al.*, 2001). Für zahnmedizinische Zwecke ist das gemessene Objekt ein Zahn oder eine Restauration. Abhängig von der Oberfläche, der Dicke, der Durchsichtigkeit, der Farbe und dem Hintergrund des Zahnes, wird ein Abschnitt des Lichtes ohne irgendeine Änderung an seine spektrale Strahlungsverteilung reflektiert. Die spektrale Strahlungsverteilung des Restes des Lichtes wird durch wellenlängeabhängige Absorption geändert. Dieser Abschnitt wird entweder auch reflektiert oder durch das Material geleitet (Knispel G, 1991).

Die meisten dieser Studien werden mit flachen Proben, Scheiben mit einem Durchmesser von 20 mm und einer Dicke von 1 mm durchgeführt, die der ISO Norm 4049 (Dentistry – Resin-based filling materials, ISO 4049, 1988) entsprechen, oder mit ähnlichen Probekörpern, die aus dem Füllungsmaterial erstellt werden und mit einem Kolorimeter oder Spektralphotometer gemessen werden (Miyagawa Y *et al.*, 1981). In dieser Studie hatten die flachen Proben,

die für den Vergleich benutzt wurden, eine 5 mm Dicke und einen 10 mm Durchmesser, eine nicht so relevante Eigenschaft, da nur ein kleiner Bereich (1 mm) in der Mitte der Probe analysiert wurde. Eine Dicke von ungefähr 5 mm wurde für die Proben gewählt, weil gezeigt worden ist, dass bei Tiefen von 3 mm oder mehr die Einflüsse des Hintergrundes vernachlässigt werden können, da sie die Farbe der Probe nicht beeinflussen, was bedeutet, dass die intrinsische Farbe der Probe gemessen wird. Der gemessene Bereich der zahnförmigen Proben hatte eine Dicke von ungefähr 4 mm. Diese Eigenschaften und die Tatsache, dass alle Proben in einer schwarzen Schachtel gemessen wurden und der Shade Vision Kolorimeter ein spezielles System hat, standardisierte Messungen zu sichern, haben zum Ergebnis geführt, dass nur die Form und die Beschichtung und keine anderen unterschiedlichen Einflüsse von der Umgebung für die Farbunterschiede zwischen untersuchten Probetypen verantwortlich sind.

In der vorliegenden Untersuchung war der Farbwert bei zahnförmigen unbeschichteten Proben im Vergleich zu den flachen Proben höher. Die Rolle der Politur ist entscheidend, wenn man Verfärbungen und Pigmentauflagerungen verringern will (Crispin BJ und Caputo AA, 1979). Wegen der Form und der Technik ist es einfacher, eine flache Probe zu einem hohen Glanz zu polieren, als eine zahnförmige Probe. Oberflächenbeschaffenheit steuert den Grad des Zerstreuens oder der Reflexion des Lichtes, das auf dem Material anschlägt (Campbell PM *et al.*, 1986). Mit der hochpolierten Oberfläche der flachen Proben nimmt der Farbwert ab, weil

das Material lichtdurchlässiger wird, mehr Licht in das Material eindringt und verloren geht (Obregon A *et al.*, 1981). Instrumente mit Nullgrad-Ansehgeometrie wie das Shade Vision System, schließen die spiegelnde Komponente der Oberflächenreflexionen aus. Infolgedessen sind diese Designs durch Schwankungen der Oberflächenpolitur empfindlich (Seghi RR, 1990). Unter Bedingungen der difusen Reflexion würde eine raue Oberfläche heller und weniger chromatisch als eine glatte Oberfläche erscheinen (Powers JM *et al.*, 1978b). Haywood *et al.* (1994) sahen, dass die L^* Werte anscheinend geändert wurden, nachdem die Politur stattgefunden hatte, aber die zwei Farbkoordinaten wurden nicht erheblich geändert. In unserer Studie, wie in der von Obregon *et al.* (1981), veränderte sich auch die Farbe in Richtung Orange (Zunahme des a^* Wertes).

L^* war in der Gruppe mit den beschichteten zahnförmigen Proben, verglichen mit den unbeschichteten, niedriger. Diese Tatsache kann durch den Einfluss der transparenteren Schmelzschicht in den beschichteten Proben erklärt werden, die mehr Licht in das Material eindringen lässt, dieses folgt unregelmäßigen Wegen. Dadurch geht ein Teil des Lichtes, bevor es an der Oberfläche des Materiales auftaucht und den Sensor des Kolorimeters (ten Bosch JJ und Coops JC, 1995) erreicht, verloren. Somit wird der gesamte gemessene Farbwert verringert.

Auch wegen des Vorhandenseins des bläulichen Farbtones der Schmelzschicht, waren die Koordinaten a^* und b^* niedriger, als bei beiden anderen Probenotypen.

Die b^* Koordinate war in Richtung blau verschoben und die a^* Koordinate in Richtung grün. Die flachen Proben hatten die höchsten Werte von a^* und von b^* . Eine Erklärung könnte die Tatsache sein, dass mehr Licht in die polierte flache Oberfläche des Materials eingedrungen ist, wodurch es mehrfache Reflexionen und Brechungen erlitten hat. Grüne und blaue Teile des Lichtes wurden absorbiert und ein Licht, das mehr rot und gelb enthalten hat, taucht auf der Oberfläche wieder auf (Ikeda T *et al.*, 2004). Das Phänomen erhöht die Sättigungswerte.

ΔE^* Werte aller Farben waren höher als 3.3, außer für D2 zwischen flachen und unbeschichteten zahnförmigen Proben, die nicht weit unter der Grenze lagen. Das heißt, dass alle Farbunterschiede zwischen flachen Proben und zahnförmigen Proben für das menschliche Auge ohne Schwierigkeiten sichtbar waren, sodass sichtbare Farbunterschiede bereits wahrgenommen werden können, wenn nur die Form der Probe geändert wird. Es bestätigt auch, dass bereits eine dünne 0.5 mm Schmelzschicht die Farbempfindung einer Probe in der kolorimetrischen Analyse eines Komposites beeinflusst.

Rozier *et al.* (2004) haben in ihrer Studie gefunden, dass Kompositdisketten nicht die gleiche Farbe ihrer entsprechenden Farbschlüssel darstellen. Ein Grund, die Farbunterschiede zwischen verschiedenen Materialien der theoretisch gleichen Farbe oder zwischen einem Material und einem Farbschlüssel zu erklären, ist die Veränderlichkeit des Vita Lumin Farbschlüssels (Miyagawa Y *et al.*, 1981).

Ruyther *et al.* berichteten 1993, dass 20 Vita Lumin Farbschlüssel klinisch nachweisbare Farbunterschiede anzeigten. Kim und Um (1996) gaben an, dass die Mehrheit der Farbschlüssel, die durch Hersteller angezeigt werden, nicht genau zutreffende Farben für Komposite bildlich darstellen, da die Farbschlüssel häufig aus Kunststoff oder Keramik hergestellt werden. Yap *et al.* (1995) haben Materialien (flache Proben mit 1 mm Dicke) mit Farbschlüsseln verglichen und in nur 11% der Kerben aller Material- und Farbkombinationen wurde eine gute oder ausgezeichnete Bewertung für Farbübereinstimmung gefunden. Fehlanpassungen zwischen Farbschlüsseln und flachen Proben können durch die Farbunterschiede zwischen den gemessenen Formen, den Disken und den zahnförmigen Proben verursacht werden.

Miyagawa *et al.* (1981) überprüften bei ihren Untersuchungen nicht das Verhältnis zwischen dem Vita Lumin Farbschlüssel und den flachen Proben, weil diverse technische Probleme die Genauigkeit der Farbunterschiedmessungen, die flachen Proben mit gekurvten Farbschlüsselstäbchen vergleichen, begrenzten. Dieser Vergleich war in unserer Studie möglich, weil das Shade Vision Kolorimeter besonders entwickelt worden ist, um gekurvte Zahnoberflächen zu messen.

Form und Beschichtung beeinflussen die Farbe. Für die Entwicklung von Farbschichtkonzepten sollte man mit zahnförmigen Proben arbeiten.

8.2. Einfluss der Umgebung auf die Farbe

Der Kontext, in dem eine Probe angesehen wird, kann seine wahrgenommene Farbe beeinflussen. Ein Objekt mit hellen Umgebungen wird z.B. stumpfer aussehen (Goodkind RJ und Schwabacher WB, 1987). Die Einflüsse der Mundumgebung auf die Farbe eines Zahnes wurden untersucht, indem Proben mit verschiedenen Umgebungen gemessen wurden.

Zwischen ZA und G werden Farbunterschiede, die nicht von der Kompositfarbe abhängig sind, nur im Zervikal, wegen eines Einflusses der Gingiva, gefunden. Die Gingiva erhöht die Rotanteile des reflektierten Lichtes. Dazu verursacht sie eine Verminderung des Farbwertes und eine Bewegung nach blau auf der b^* Achse. Diese Änderungen sind vor allem in der mittleren Spalte zu finden, da hier kein vermilderter Effekt des Hintergrundes wie an den Rändern zu finden ist. Obwohl diese Farbveränderungen statistisch signifikant sind, sind sie für den Gesamtfarbeindruck des Zahnes sichtbar nicht signifikant, weil die ΔE^* Werte unter 3.3 liegen.

Reno *et al.* (2000) studierten, wie die Gingiva- und Lippenfarbe die wahrgenommene Farbe der Zähne beeinflusst und stellten fest, dass die Vorstellung von Gesundheit, des Reizes und der Weiße stark durch die Farbe der angrenzenden Lippen und Gingiva beeinflusst wird. Es wird empfohlen, die Lippen aus dem gemessenen Bereich der Shade Vision Systemes heraus zu

nehmen, aber die Gingiva ist immer in den Abbildungen des Zahnes eingeschlossen.

Zwischen ZA und den Messungen mit Nachbarzähnen finden wir im Zervikal dieselben Einflüsse, wie bei G, die schon erklärt wurden. An den Rändern des mittleren Bereichs verursacht die Präsenz von Nachbarzähnen eine Erhöhung des Farbwertes. Mehr Licht wird von diesen Zähnen reflektiert und weniger vom Hintergrund verschluckt. In den mittleren und inzisalen Bereichen ist bei NBA1 auch eine Erhöhung der Farbkoordinate a^* und bei NBC4 eine Erhöhung der b^* Koordinate eingetreten.

Obwohl die Gingiva bei den Messungen mit Nachbarzähnen wie bei G vorhanden war, findet eine zusätzliche Erhöhung der a^* Werte im Zervikalbereich zwischen G und NBA1 statt. Zähne der Farbe A beinhalten viele Rotpigmente, die Licht, das vom Kolorimeter aufgenommen wird, in diesen Bereichen reflektieren. Auch hier ist in den mittleren und inzisalen Bereichen bei NBA1 eine Erhöhung der Farbkoordinate a^* und bei NBC4 eine Erhöhung der b^* Koordinate eingetreten.

Alle Farbunterschiede zwischen ZA und NBA1, ZA und NBC4, sowie zwischen G und NBA1 sind sichtbar auch für das untrainierte Auge. Die ΔE^* Werte zwischen G und NBC4 liegen an der Grenze mit 3.1.

Die Farbunterschiede zwischen NBA1 und NBC4 waren alle sichtbar nicht signifikant. Die einzige statistische signifikante Veränderung findet am Zervikal in der mittleren Spalte statt, wo erhöhte a^* Werte gemessen wurden. Dasselbe ist am Distal im Inzisalbereich passiert. A-Farben präsentieren mehr rote Pigmente und C-Farben mehr gelbe Pigmente, was eine Erhöhung bei der b^* Koordinate erklären kann.

Die Präsenz von Gingiva verdunkelt den Zervikalbereich eines Zahnes. Nachbarzähne haben dagegen eine aufhellende Wirkung, vor allem an den Rändern, und erhöhen auch die Sättigung. Die zugehörige Durchsichtigkeit des Komposites kann die klinische Bedeutung der Farbfehlanspassungen begrenzen, indem sie die Farbe der angrenzenden und zugrundeliegenden Zahnstruktur durchglänzen lässt (Swift EJ Jr *et al.*, 1994). Die Umgebung, in der sich ein Zahn befindet, hat sehr großen Einfluss auf die Farbe der Restauration und hilft auch bei der Verminderung von Farbunterschieden, wenn eine falsche Kompositfarbe ausgewählt wurde. Dazu sollte man nicht vergessen, dass Zahnform und Oberflächendetail auch eine wichtige Rolle beim natürlichen Aussehen einer Restauration spielen.

8.3. Analyse des Verhaltens des Farbwertes, Rot- und Gelbanteile in der Probe

O'Brien *et al.* (1997) stellten Farbdaten für unterschiedliche Regionen in einer Probe von 95 menschlichen Zähnen zur Verfügung. In dieser Studie wurden Punkte von drei Bereichen auf der mittleren Spalte eines Zahnes mit demselben Ziel gemessen.

Der Farbwert hat sich im Zervikal wegen des Einflusses der dunkleren Gingiva und im Inzisal wegen des Hintergrundes vermindert. In der Mitte schaffte die größere Konvexität des Zahnes, dass mehr Licht, ohne in das Material einzudringen, reflektiert wird.

Hasegawa *et al.* (2000) analysierten vitale Schneidezähne und berichteten, dass natürliche Zähne eine stufenweise Zunahme des Farbwertes von Inzisal zu der Mitte des Zahnes zeigen, dann verringert sich der Farbwert in Richtung Zervikal. Aus diesen Tatbeständen lässt sich schlussfolgern, dass die Bereiche nahe der Schneidekante durch den schwarzen Hintergrund beeinflusst werden, weil diese Bereiche Schmelzmassen mit hoher Transparenz besitzen. Jedoch könnte der zervikale Bereich mit einer dünneren Schmelzschicht durch die dunkleren Dentinmassen mehr beeinflusst werden.

O'Brien *et al.* (1997) fanden bei der Messung natürlicher extrahierter Zähne, dass a^* Werte in der zervikalen Region erheblich größer als in der inzisalen Region, b^* Werte in der zervikalen Region erheblich größer als in den anderen

zwei Regionen und in der mittleren Region auch erheblich größer als in der inzisalen Region waren. Goodkind und Schwabacher (1987) berichteten, dass vitale Zähne rötter sind als extrahierte. Beide, Rot- und Gelbanteile des natürlichen Zahnes, neigen dazu, sich in Richtung Zervikal zu erhöhen und werden rötlich durch das Rosa der Gingiva und gelblich durch die Wurzelfarbe und die dünne Schmelzschicht.

Die Ergebnisse dieser Studien und der Arbeiten von Paravina (2000) können nicht direkt mit unserer Studie verglichen werden, da Unterschiede in den Proben, Messmethoden und Geräten existieren (Rich DC und Martin D, 1999; Lee YK *et al.*, 2001), aber sie bestätigen unsere Ergebnisse, da die Gingiva und eine sehr dünne Schmelzschicht auf das Dentin die Restauration im Zervikal mehr gesättigt aussehen lassen. Die Sättigung verkleinerte sich in Richtung Inzisal, wo sie fast verschwunden ist.

Obwohl die Unterschiede nicht signifikant sind, finden Abweichungen in der Farbe in diesem Bereich eher bei helleren Kompositfarben statt. Die Wirkung von dunklen externen Einflüssen wie Gingiva und Hintergrund, fällt bei hellen Farben mehr als bei dunkleren auf. Tirtha *et al.* (1982) gaben an, dass erwartet werden kann, dass dunklere Kompositfarben einen niedrigeren Transmissionskoeffizient ausweisen, weil die Transmission durch die Wellenlänge des Lichtes, Brechungskoeffizienten des Komposites und der Füller, Arten und Mengen der Füllpartikel beeinflusst wird. Die Resultate von

Seghi *et al.* (1990) zeigen an, dass die Größe des gemessenen Farbunterschiedes von der Art und Farbe des benutzten Materials beeinflusst wird.

Alle Farbunterschiede waren sichtbar signifikant. Es ist unnötig, im Zervikal dunklere Komposite anzuwenden, da die Gingiva diesen Effekt allein kreiert. Im Inzisal genügt es, eine transparente Kompositmasse zu benutzen.

8.4. Analyse des Verhaltens der Sättigung in der Probe

Zusätzlich zu dieser Untersuchung wurde die Sättigungsdifferenz zwischen den Rändern und der Mitte untersucht. L^* Werte waren am Rand signifikant niedriger, weil Licht im schwarzen Hintergrund des Mundes verloren geht. In der Mitte des Zahnes wird mehr Licht zurückreflektiert. Die Farbkoordinaten a^* und b^* haben sich nicht wie erwartet benommen. Es wurde erwartet, dass an den Rändern, wegen der vorwiegenden Präsenz von Schmelz und dem Einfluss des Hintergrundes, die Sättigung kleiner sein würde als in der Mitte, wo sich eine dickere Schicht Dentin befindet. Es wurde festgestellt, dass diese Prämisse in der distalen Spalte richtig war, aber im Gegenteil, in der mesialen nicht.

Die im Distal gemessenen Punkte lagen näher am Zentrum des Zahnes. Die im Mesial gemessenen Punkte befanden sich ganz am Rand, nahe am Nachbarzahn. Die höhere Sättigung in dieser Spalte hat daher zwei Gründe:

- Die Schwankungen in der Dicke der Schmelzschicht bei beschichteten zahnförmigen Proben. Es kann sein, dass an den Rändern mehr Dentin zu finden ist als erwartet.
- Der Einfluss von Nachbarzähnen hat also, wie gezeigt, immense Auswirkungen auf die gemessene und gesehene Farbe der Restauration.

8.5. Einfluss der Dicke der Schmelzschicht auf die Gesamtfarbe

Bei der Messung beschichteter Proben mit 0.5 und 1 mm dicker Schmelzschicht der Farbe Clear zeigte nur die b^* Koordinate signifikante Unterschiede. Diese Schmelzmasse hat eine transparente bläuliche Farbe, die den gelben Bereich des Lichtes absorbiert. Je dicker die Schmelzschicht, desto mehr gelb wird absorbiert. Deswegen zeigten Proben mit nur 0.5 mm dicker Schmelzschicht höhere b^* Werte. Powers *et al.* (1978) behaupteten, dass die Effekte der Erhöhung der Dicke abhängig von der Hintergrundfarbe seien. Für einen schwarzen Hintergrund wie die Mundhöhle, bedeutet eine größere Dicke eine Erhöhung des Farbwertes. Klinisch bedeutet dies, dass der Komposit heller und weniger gesättigt aussehen wird. L^* Werte waren in unserer Untersuchung für die Proben mit 0.5 mm dicker Schmelzschicht kleiner als für die mit 1 mm, diese Unterschiede waren vor allem im Inzisal zu sehen, mit einem Durchschnitt von jeweils $L^* = 62.3$ und $L^* = 64.3$.

Alle Farbunterschiede waren größer als 2 und somit im sichtbaren Bereich. Die Proben mit Dentinfarbe A6 und D2 zeigten ΔE^* Werte von jeweils 3.9 und 7.2, die sogar in klinisch relevant und erkennbar sind. Dies bedeutet, dass die Dicke der Schmelzschicht großen Einfluss auf die Gesamtfarbe der Restauration ausübt. Dieser Einfluss wird vorwiegend von einer Veränderung in den Blau- und Gelbanteilen der Farbe (b^* Koordinate) verursacht.

8.6. Einfluss der Schmelzfarbe auf die Gesamtfarbe

Bei der Untersuchung des Einflusses der Schmelzfarbe auf die Gesamtfarbe wurde festgestellt, dass nur Unterschiede bei b^* signifikant waren. Das zeigt, dass Schmelzfarben vorwiegend die Blau- und Gelbanteile der Farbe einer Restauration modulieren und sich verändern. Die Entfernung von Schmelz verursacht eine Zunahme von b^* , d.h. eine Verschiebung in Richtung gelb. Die überwiegende Ursache dafür ist die Brechung des Lichtes im Schmelz, die viel stärker beim blauen Spektrum als bei höheren Wellenlängen ist (Powers JM *et al.*, 1978). Wenn dünne Schmelzplatten im Tageslicht beobachtet werden, scheinen sie bei Reflektion hellblau und bei Transmission hellgelb zu sein (Zijp JR *et al.*, 1995). Irfan (2000) behauptete, dass die grundlegende Farbe eines Zahnes durch die Farbe des zugrundeliegenden Dentins bestimmt wird, während der Farbwert eine Qualität des Schmelzes ist, was in der Zahnmedizin zu einem

weit verbreiteten Konzept geworden ist. Unsere Studie zeigt, dass die Farbe eines Zahnes bei Kompositrestaurationen anders aufgebaut wird.

Je heller und transparenter der Schmelz ist, desto weniger Farbwert ist zu messen (Ahmad I, 2000). In eigenen Untersuchungen hat eine ca. 0.5 mm dicke Schicht eines transparenten Schmelzkomposites den Farbwert aller darunter liegender Dentinfarbschichten (Mehrschichttechnik) um ca. 5 % reduziert. Diese „Abdunkelung“ wird dadurch erklärt, dass die reflektierende Dentinkompositoberfläche etwas weiter entfernt ist und somit weniger Licht zum Messgerät oder zum Auge des Betrachters zurückreflektiert wird.

Auch bei der Rückreflexion erfolgt hier eine weitere Abschwächung der Intensität durch Absorption (Pröbster L und Wetzel C, 2004). Deswegen sind L* Werte bei Super Clear und Clear am niedrigsten. Bei der Probe ohne Schmelz wird so mehr Licht ohne Interaktion mit der Restauration reflektiert.

Bei a* wird dasselbe Verhältnis gesehen, da bei der Dentinprobe keine transparente Schmelzschicht existiert, die den Rotanteil des Lichtes absorbiert. A1 als Schmelzfarbe beinhaltet mehr Rotpigmente als Super Clear und Clear, deswegen zeigt es auch höhere a* Werte. Super Clear ist transparenter als Clear und beinhaltet weniger grün, was verursacht, dass weniger Rotanteil des Lichtes absorbiert wird. Wie Johnston und Reisbick (1997) zeigten, kann eine Änderung in der Transparenz von darüberliegenden Materialien eine spürbare oder sogar nicht annehmbare Farbveränderung ergeben, wenn es einen Farbunterschied

zwischen der Basis und dem darüberliegenden Füllungsmaterial, besonders an den interproximal und inzisalen Rändern, gibt.

b* war bei der Probe ohne Schmelz am höchsten. Hier wird weniger Gelbanteil von der Restauration absorbiert. Super Clear hat erstaunlicherweise mehr gelb reflektiert als A1, was eine mehr gelbliche Masse ist. Clear ist eine sehr blaue Schmelzmasse und absorbiert so einen großen Teil des gelben Lichtspektrums.

Nicht nur die Dicke, auch die Farbe der Schmelzschicht beeinflussen die Gesamtfarbe einer Restauration und muss bei der Farbauswahl berücksichtigt werden.

8.7. Einfluss der Reflexion auf die Farbe

Shimada *et al.* (2004) warnten, dass die Platzierung und der Winkel des Messfensters die gemessenen Werte auf der Zahnoberfläche beeinflussen können. Keine signifikanten Unterschiede wurden in unserer Studie zwischen Messungen, die nach Herstellerangaben und mit einem 45° Messwinkel durchgeführt wurden, gefunden. Alle ΔE^* Werte, mit Ausnahme der Farbe D4 ($\Delta E^*=1.9$), befanden sich im sichtbaren Bereich. Proben mit Dentinfarbe A2, A3, A3.5, A6 und D2 zeigten sogar klinisch erkennbare Unterschiede.

Lin *et al.* (2004) haben in ihrer Studie, in der Messwerte mit unterschiedlichen Messwinkeln des Shade Vision Systemes analysiert wurden, gefunden, dass 9

von 12 Winkelabweichungen in den Messungen größer als 1 ΔE^* Werte verursachten. Die korrekte Positionierung der Messfenster des X-Rite Kolorimeters wurde als kritisch bezeichnet, um korrekte Zahnfarbmessungen zu erreichen. Winkelabweichungen, besonders auf den inzisalen und gingivalen Bereichen müssen während der Messung ausreichend gesteuert zu werden.

Das Shade Vision System ist ein sehr zuverlässiges Gerät, aber alle Messungen sollten mit dem gleichen Winkel durchgeführt werden, um standardisierte Untersuchungen zu gewährleisten.

8.8. Farbunterschiede nach der Alterung der Proben bei Trockenlagerung

Wasser (Schulze KA *et al.*, 2003) und Hitze (Robinson FG *et al.*, 1998) verursachen Farbveränderungen in Kompositrestaurationen. Flüssige Pigmente von der Nahrung, Getränken, Drogen und Nikotin werden in den interprismatischen Räumen der Zähne hinterlegt und verursachen so Farbveränderungen (Strohaver RA und Mattie DR, 1987).

Die Ergebnisse unserer Studie haben gezeigt, dass auch bei Lagerung im Trockenen und ohne Licht sich die Prüfkörper aus dem Komposit Artemis verdunkelt haben. Der Farbwert wurde niedriger, die Rotanteile wurden meistens größer und die Proben wurden weniger gelblich.

Dunklere Komposite der A-Farbe (A4, A5, A6) zeigten höhere a^* Werte, waren rötlicher bei der Messung direkt nach Herstellung und haben diesen Ton mit der Zeit verloren. Dieses Phänomen hängt mit den Farbpigmenten zusammen, die diese Massen in großen Mengen beinhalten.

Viele Materialien zeigen wahrnehmbare Farbveränderungen während der Polymerisierung (Seghi RR *et al.*, 1990; Eldiwany M *et al.*, 1995; Yap AUJ *et al.*, 1999; Lee YK *et al.*, 2003). Während der Ausgangsmessung wird blaues Licht durch die Diketone, die in unpolymerisierten Kompositen vorhanden sind, aufgesogen und daraus resultiert eine Abnahme der Reflexion im 450 - 450 nm Wellenlängenbereich. Sobald der Komposit vollständig polymerisiert ist, wird weniger Licht im blauen Wellenlängenbereich durch den Komposit aufgesogen (Craig RG, 1985). Dieses Resultat, dass mehr Blauanteil des Lichtes zurück zum Instrumentensensor reflektiert wird, könnte die kolorimetrische Verschiebung in Richtung blau erklären. Die visuelle Signifikanz dieser charakteristischen Reflexionsänderung ist eine wahrgenommene chromatische Änderung, in der die Komposite weniger gelb erscheinen, was sie heller aussehen lässt (Ferracane JL *et al.*, 1985; Seghi RR *et al.*, 1990). Farb- und Eigenschaftsveränderungen nach der Polymerisierung eines Komposites können durch die Farbe des Materials beeinflusst werden (Lee YK und Powers JM, 2001). Hellere oder weniger gesättigte Farben neigen nach der Polymerisation mehr zu größeren Farbveränderungen als dunklere Komposite (Brauer GM, 1988; Seghi RR, 1990; Eldiwany M *et al.*, 1995), weil die höhere Sättigung der

Farbe die Änderung in der Lichtabsorption des Polymerisationsinitiators vermindert (Lee YK *et al.*, 2001).

Die Konversion dieses Elementes erfolgt nicht vollständig im Moment der Polymerisation mit der Lampe, sondern wird weiter im Laufe der Zeit konvertiert, was die bläuliche Farbe nach 3 Monaten erklärt.

Johnston und Reisbick (1997) fanden eine Tendenz dazu, dass der Hauptbeitrag der Gesamtfarbveränderung von einer Änderung im Farbwert kommen soll, was mit unseren Resultaten übereinstimmt. Wie in der Untersuchung über Farbstabilität von Kompositen als Funktion der Kompositfarbe von Uchida *et al.* (1998), trat Farbverminderung auch bei Zunahme der Gelbheit auf. Andererseits zeigten Power *et al.* (1988), dass Komposite nach der Alterung im Allgemeinen heller, weniger chromatisch und opaker waren.

Eine andere Ursache für Farbveränderungen von ästhetischen Füllungsmaterialien ist die chemische Verminderung, die Dehydratation und die Oberflächenrauheit (Powers JM *et al.*, 1978; Ferracane JL und Condon JR, 1991). Änderungen in den Lichtreflexionseigenschaften eines lichtdurchlässigen Materiales und folglich in seiner Farbe, können aus Änderungen entweder in der Absorption oder Brechungseigenschaften des Materiales resultieren (Kubelka P, 1948; Wyszecki G und Stiles WS, 1982).

In ihrer Studie zeigten Buchalla *et al.* (2002) und Luckenbach T *et al.* (1991), dass nassabgelagerte Proben eine Tendenz zu höheren ΔE^* Farbunterschieden als trockenabgelagerte Proben hatten. Eine Studie von Swift *et al.* (1994) zeigte, dass die ΔE^* Werte für Farbveränderungen über 8 Wochen 0.6 bei trockenen Proben entsprachen. Da Farbveränderungen nach Trockenlagerung viel kleiner sind als im Mundmilieu und da, zusätzlich zur Sekundärkaries, die Entfärbung einer der Hauptgründe für die Wiederholung einer Restauration ist (Mjör IA und Toffenetti F, 1992), müssen weitere Tests durchgeführt werden, um die Farbstabilität von Artemis zu analysieren. Hellere, gelbere Restaurationen sollen gelegt werden, um die Effekte der Zeit auszugleichen.

Die Konsequenz für zukünftige Farbuntersuchungen mit Kompositproben ist, dass Proben nicht hergestellt und für viele Jahre als Standard verwendet werden können, da sich die Farbe sogar bei trockener Lagerung ändert.

8.9. Inter- und Intrarate Reliability des Shade Vision System Kolorimeters

Nach der Messung einer einzigen Probe zehnmal bei zwei Probanden, zeigen die Ergebnisse, dass Unterschiede nicht signifikant waren und visuelle Unterschiede nicht sichtbar waren. Bei derselben Messung, durchgeführt vom selben Proband zu zwei verschiedenen Zeitpunkten, wurde festgestellt, dass auch hier die Unterschiede, statistisch und visuell, nicht signifikant waren.

Hammad (2003) fand, dass intraorale Kolorimeter unter Randverlust und der Unfähigkeit, eine reproduzierbare Position im Zahn anzunehmen, leiden; so können sie ungenau und unwiederholbar sein, wenn sie für die Messung einer polychromatischen lichtdurchlässigen Probe, wie natürliche Zähne, verwendet werden. Seghi *et al.* (1989b) stellten fest, dass die Daten, die durch ein Kolorimeter gesammelt werden, durch Durchsichtigkeit erheblich geändert werden können. Die Positionierung des gemessenen Punktes in den Proben könnte unsere Resultate ein wenig beeinflusst haben, aber unsere Messwerte waren unabhängig von Randverlusten und Durchsichtigkeit der Proben, weil das Messfenster des Shade Vision Systemes groß genug ist und weil alle Proben die gleiche Transparenz vorwiesen. Haywood *et al.* (1994) gaben an, dass Kolorimeter für flache mehr als für gekurvte Oberflächen bestimmt sind. Im Fall unserer Studie hat der Kolorimeter konsequent auch gebogene Proben gemessen. Obwohl O'Brien *et al.* (1989), bei der Messung von Farbschlüsseln, ΔE^* Werte von 0.5 oder weniger als zufriedenstellend fanden, werden in unserer Studie ΔE^* Werte von 2 oder weniger, die klinisch nicht erkennbar sind, als nicht relevant betrachtet.

Die ΔE^* Werte zwischen beiden Probanden waren größer als zwischen Messzeiten. Diese Ergebnisse zeigen die hohe Zuverlässigkeit des angewendeten Gerätes und bestätigen, dass die Zukunft der Farbauswahl bei Farbmessgeräten liegt.

Die Anwendung aktueller Kompositsysteme und Farbmessgeräte ersetzt zur Zeit die vom Zahnarzt durchgeführte Farbauswahl nicht. Sie wirkt nur als Hilfsmittel, um die Farbbestimmung zu erleichtern. Diese Untersuchung wurde mit dem allgemeinen Ziel durchgeführt, die Subjektivität des Farbauswahlprozesses zu verringern und die Möglichkeiten vom Einsatz neuer Restaurationsmaterialien zu ergründen, um eine hochästhetische langfristige minimal-invasive Behandlung zu erreichen.

Mit dem Wissen über Farbempfindung und den speziellen Eigenschaften von aktuellen Kompositrestaurationen sind Zahnärzte heute in der Lage, Restaurationen, die die höchsten ästhetischen Ansprüche entsprechen, durchzuführen (Knispel G, 1991).

9. Schlussfolgerung

Für prothetische und restaurative Zwecke basiert die Farbauswahl hauptsächlich auf Sichtvergleich der restlichen Zähne mit dem Hilfsmittel der im Handel erhältlichen Farbschlüssel als Farbstandard (Van der Burg JP *et al.*, 1985). Vorhandene Farben der Farbschlüssel sind jedoch ungenau, nicht logisch verteilt und nicht gleichbleibend mit der Farbe der natürlichen Zähne vergleichbar (Culpepper WD, 1970; Sproull RC, 1973; Goodkind RJ *et al.*, 1984; Preston JD, 1985; Shotwell JL *et al.*, 1986). Dadurch ist es schwierig eine Farbe auszuwählen, die für den Patienten und/oder den Zahnarzt zufriedenstellend ist. Die Vitapan 3D Master Farbschlüssel wurde als eine Verbesserung und Weiterentwicklung der klassischen Vitapan kreiert, um diese Diskrepanzen zu vermindern (Glick K, 1998; McLaren EA, 1999; Vollmann M, 1999). Eine Studie von Culpepper (1970) zeigte, dass es Widersprüche zwischen Zahnärzten in der Farbauswahl des gleichen Zahnes gibt und sogar einzelne Zahnärzte konnten ihre Farbauswahl an unterschiedlichen Tagen nicht wiederholen.

Die meisten Frontzahnrestorationen werden wegen einer falschen Farbübereinstimmung ersetzt (Van Dijken JWV, 1986). Forscher haben versucht, die Subjektivität der Farbauswahl durch maschinelle Farbübereinstimmung herabzusetzen. Okubo *et al.* (1998) stellten bei der Auswertung von Kolorimetern fest, dass diese Technologie die richtige Farbe nur in 50% der Fälle erzielte; die visuelle Farbauswahl war fast ebenso genau.

Ein einfaches, dennoch wirkungsvolles System, das zuverlässige wiederholbare Resultate erlaubt, ist notwendig (Priest G und Lindke L, 2000). Die Qualität der Farbauswahl und Farbwiedergabe von natürlichen Zähnen kann mit in vivo instrumentellen kolorimetrischen Techniken und Computer-Farbverordnungsprogrammen noch verbessert werden. Ideal sollte ein Zahnarzt einen Spektralphotometer oder einen Kolorimeter haben, welches mit einem Komputers für die Farbauswahl verbunden werden kann (Sorensen JA und Torres TJ, 1987). In Zukunft wird ein optischer Laser gegen einen Zahn gehalten und so die beste Farbübereinstimmung des Füllungsmaterials wiedergeben (Yap AUJ *et al.*, 1999).

Die visuelle Farbauswahl wird nie durch die kolorimetrische Analyse der Farbe ersetzt werden. Die Kunst, die richtige Farbe für eine Restauration auszuwählen wird immer noch in den Händen der Zahnärzte liegen. Dennoch werden Kolorimeter und Spektralphotometer für die zahnärztliche Praxis ständig weiterentwickelt und perfektioniert. Diese Geräte und Studien wie die gegenwärtige, mit vertiefter Analyse der Zahn- und Füllungsmaterialfarbe, werden eine wissenschaftlichere Sicht auf die Farbe in der Zahnmedizin erlauben, damit alle ästhetischen Ansprüche leicht, schnell und zuverlässig erfüllt werden können.

10. Zusammenfassung

Die Messungen dieser Studie, die mit dem Kolorimeter Shade Vision System von X-Rite durchgeführt wurden, haben die Zuverlässigkeit dieses Gerätes bewiesen. Für standardisierte Farbuntersuchungen mit dem Gerät muss noch eine Methode kreiert werden, um sicherzustellen, dass immer dieselben Punkte analysiert werden.

Es wurde gezeigt, dass zahnförmige Proben eine andere und mehr originalgetreue Farbe vorweisen als flache Proben, so dass solche zahnförmige Proben für weitere Farbuntersuchungen berücksichtigt werden sollten. Dimensionale Abweichungen zwischen diesen Proben können mit einer anderen Methode, diese Proben herzustellen, z. B. mit Teflon Formen anstatt Silikonabformungen, verringert werden.

Die Umgebung, in der sich ein Zahn befindet, hat einen signifikanten Einfluss auf die gemessene bzw. angenommene Farbe, was klinisch hilft, die Farbunterschiede zu verringern, wenn eine falsche Farbe für eine Restauration ausgewählt wurde.

Das Verhalten der Farbe in einer Kompositrestauration und wie Farbwert und seine Rot- und Gelbanteile von Umgebung, Hintergrund, Schmelzschicht usw. beeinflusst werden wurde untersucht und gedeutet. Kolorimeter und weitere Farbmessgeräte werden zunehmend weiterentwickelt als Hilfsinstrumente für

den Zahnarzt, werden aber auch in der nahen Zukunft die visuelle Farbauswahl nicht ersetzen können. Die Ergebnisse dieser Studie sollen helfen, die richtige Kombination von Kunst, welche der Zahnarzt haben muss, mit der kolorimetrischen Technik, die solche Farbmessgeräte benutzen, für die Zukunft bei der schwierigen Aufgabe der Farbauswahl in der Zahnmedizin zu erreichen, um so die besten ästhetischen Ergebnisse akkurat zu erreichen.

11. Literaturverzeichnis

Ahmad I (2000). Three-dimensional shade analysis: Perspectives of color - Part II. *Pract Periodonticst Aesthet Dent* 12:557-564.

Amaechi BT, Higham SM (2002). Development of a quantitative method to monitor the effect of a tooth whitening agent. *J Clin Dent* 13:100-103.

American National Standard/American Dental Association Specification No. 27 (1993). Resin-based filling materials. Chicago: American Dental Association.

Anil N, Hekimoglu C, Sahn S (1999). Color stability of heat-polymerized and autopolymerized soft denture liners. *J Prosthet Dent* 81:481.

Anusavice KJ (1998). Resinas para Restauração. In: Phillips Materiais Dentários. 10ma ed. Rio de Janeiro: Editora Guanabara Koogan Ltda, pp. 161-177.

Aranda R, Pond L, Barghi N (1984). Effects of porcelain particle separation on color (abstract). *J Dent Res* 63:174.

Asmussen E (1983). Factors affecting the color stability of restorative resins. *Acta Odontol Scand* 4:11.

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

- Atkins JT, Billmeyer FW Jr (1966). Edge-loss errors in reflectance and transmittance measurement of translucent materials. *Mater Res Stand* 6:564-569.
- Baharav H, Abraham D, Cardash HS, Helft M (1988). Effect of exposure time on depth of polymerization of a visible light-cured composite resin. *J Oral Rehabil* 15:167-172.
- Balderamos LP, O'Keefe KL, Powers JM (1997). Color accuracy of resin cements and try-in pastes. *Int J Prosthodont* 10:111-115.
- Bangston LK, Goodkind RJ (1982). The conversion of Chromascan designations to CIE tristimulus values. *J Prosthet Dent* 48:610-617.
- Baratieri LN et al. (1998). Resinas Compostas. In: Dentística. Procedimentos preventivos e restauradores. 2da ed. Sao Paulo: Livraria Santos Editora S.A., pp. 201-211.
- Barghi N, Pedrero JAF, Bosch RR (1985). Effects of batch variation on shade of dental porcelain. *J Prosthet Dent* 54:625-627.
- Barghi N, Pond L, Aranda R, Smith N (1984). Porcelain powder separation – SEM evaluation (abstract). *J Dent Res* 63:174.

- Barna GJ, Taylor JW, King GE, Pelleu GB (1981). The influence of selected light intensities on color perception within the color range of natural teeth. *J Prosthet Dent* 46:450-453.
- Bell AM, Kurzeja R, Gamberg MG (1985). Ceramometal crowns and bridges: Focus on failures. *Dent Clin North Am* 29:763-778.
- Bergen SF (1985). Color in esthetic. *N Y State Dent J* 51:470-471.
- Bergen SF, McCasland J (1977). Dental operatory lighting and tooth color discrimination. *J Am Dent Assoc* 94:130-134.
- Berns RS, Billmeyer FW, Salzman M (2000). Billmeyer and Salzman's principles of color technology. 3rd ed. New York: John Wiley and Sons.
- Bos H (1986). Die aufgemalte und/oder integrierte Anwendung des DTC-Farbsystemes. *Die Zahntechnik* 44:113-131.
- Bowen RL (1962). Dental filling material compositing vinyl silane treated fused silica and a binder consisting of a reaction product of bisphenol and glycidyl acrylate. US patent 3066, 112.
- Brauer GM (1988). Color changes of composites on exposure to various energy sources. *Dent Mater* 4:55-59.

- Brewer JD, Akers CK, Garlapo DA, Sorensen SE (1985). Spectrometric analysis of the influence of metal substrates on the color of metal-ceramic restorations. *J Dent Res* 64:74-77.
- Brewer JD, Glennon DA (1991). Spectrophotometric analysis of a nongreening, metal-fusing porcelain. *J Prosthet Dent* 65:634-641.
- Brodbelt RH, O'Brien WJ, Fan PL, Frazer-Dib JG, Yu R (1981). Translucency of human enamel. *J Dent Res* 60:1749-1753.
- Buchalla W, Attin T, Hilgers R-D, Hellwig E (2002). The effect of water storage and light exposure on the color and translucency of a hybrid and a microfilled composite. *J Prosthet Dent* 87:264-270.
- Burkinshaw SM (2004). Colour in relation to dentistry. Fundamentals of colour science. *Brit Dent J* 196:33-41.
- Burrow MF, Makinson OF (1991). Color change in light-cured resins exposed to daylight. *Quintessence Int* 22:447-452.
- Campbell PM, Johnston WM, O'Brien WJ (1986). Light scattering and gloss of an experimental quartz-filled composite. *J Dent Res* 65:892-894.
- Chu SJ, Devigus A, Mieszko AJ (2005). Farbtheorie. In: Dentale Farbenlehre: Farbbestimmung und Farbkommunikation in der ästhetischen Zahnmedizin. Berlin: Quintessenz Verlag GmbH, pp. 1-17.

Clark EB (1931). An analysis of tooth color. *J Am Dent Assoc* 18:2093-2103.

Council on dental materials and devices (1977). New american dental association specification Nr. 27 for direct filling resins. *J Am Dent Assoc* 94:1191-1194.

Comission Internationale de l'Eclairage (1978). Recommendations on uniform color spaces, color difference equations, and metric color terms. Paris: Bureau Central de la CIE.

Comission Internationale de l'Eclairage (1986). Colorimetry. Vienna: Central Bureau of the CIE.

Craig RG (1985). Restorative dental materials. 7th ed., St. Luis: C.V. Mosby Co.

Crisp S, Abel G, Wilson AD (1979). The quantitative measurements of the opacity of aesthetic dental filling materials. *J Dent Res* 58:1585-1596.

Crispin BJ, Caputo AA (1979). Color stability of temporary restorative materials. *J Prosthet Dent* 42:27-33.

Culpepper WD (1970). Comparative study of shade-matching procedures. *J Prosthet Dent* 24:166-173.

Davidson-Kaban SS, Davidson CL, Feilzer AJ, de Gee AJ, Erdilek N (1997). The effect of curing light variations on bulk curing and wall-to-wall quality of two types and various shades of resin composites. *Dent Mater* 13:344-352.

Davis BA, Friedl KH, Powers JM (1995). Color stability of hybrid ionomers after accelerated aging. *J Prosthodont* 4:111-115.

Dentistry – Resin-based filling materials, ISO 4049 (1988). Geneva: International Organization for Standardization.

Dietschi D, Magne P, Holz J (1994). Recent trends in esthetic restorations for posterior teeth. *Quintessence Int* 25:659-677.

Dietschi D, Scampa U, Campanile G, Holz J (1995). Marginal adaptation and seal of direct and indirect Class III composite resin restorations: An in vitro evaluation. *Quintessence Int* 26:127-138.

Dodge WW, Dale RA, Cooley, Duke ES (1991). Comparison of wet and dry finishing of resin composites with aluminium oxide discs. *Dent Mater* 7:18.

Douglas RD, Brewer JD (1998). Acceptability of shade differences in metal ceramic crowns. *J Prosthet Dent* 79:254-260.

Douglas RD, Przybylska M (1999). Predicting porcelain thickness required for dental shade matches. *J Prosthet Dent* 82:143-149.

Eldiwany M, Friedl KH, Powers JM (1995). Color stability of light-cured and post-cured composites. *Am J Dent* 8:179-181.

Erueggeberg FA, Caughman WF, Curtis JW, Davis HC (1993). Factors affecting cure depths within light-activated resin composites. *Am J Dent* 6:91-95.

Farbmessung, Farbmaßzahlen, DIN 5033 Teil 3 (1992). Berlin: Deutsches Institut für Normung.

Farbmessung, Gleichheitsverfahren, DIN 5033 Teil 5 (1981). Berlin: Deutsches Institut für Normung.

Farbmessung, Grundbegriffe der Farbmeterik, DIN 5033 Teil 1 (1979). Berlin: Deutsches Institut für Normung.

Farbmessung, Normvalenz-Systeme, DIN 5033 Teil 2 (1992). Berlin: Deutsches Institut für Normung.

Farbmeterik für Pigmentverarbeiter. <http://www.farbmetrik-gall.de/farbmetrik/remorref.html> (14.02.2005).

Farbmetrische Bestimmung von Farbabständen bei Körperfarben nach der CIELAB-Formel, DIN 6174 (1979). Berlin: Deutsches Institut für Normung.

Ferracane JL, Condon JR (1991). Degradation of composites caused by accelerated aging (abstract). *J Dent Res* 70:480.

Ferracane JL, Condon JR (1992). Post-cure heat treatments for composites: properties and fractography. *Dent Mater* 8:290-295.

Ferracane JL, Mitchem JC, Condon JR, Todd R (1997). Wear and marginal breakdown of composites with various degrees of cure. *J Dent Res* 76:1508-1516.

Ferracane JL, Moser JB, Greener EH (1985). Ultraviolet light-induced yellowing of dental restorative resins. *J Prosthet Dent* 54:483-487.

Fletcher T (1871). New plastic filling. *Br J Dent Sci* 14:514-516.

Frauenhofer JA, Curtis P (1989). The physical and mechanical properties of anterior and posterior composite restorative materials. *Dent Mater* 5:365-368.

Freedman G (1994). Color communication. *J Can Dent Assoc* 60:695-699.

Frequently asked questions about colour physics.
<http://www.colourware.co.uk/cpfaq/q3-10.htm> (01.10.2004).

Fruits TJ, Duncanson MG, Miranda FJ (1997). In vitro weathering of selected direct esthetic restorative materials. *Quintessence Int* 28:409.

Glick K (1998). Shade selection and the introduction of an advanced shade guide. *Oral Health* 88:37-39.

Glomb C (2002). Einfluss verschiedener Dentinadhäsive und Fülltechniken auf die Randqualität von Klasse-II-Kompositrestaurationen (Dissertation). München: Ludwig-Maximilian-Universität.

Goldstein GR, Schmitt GW (1993). Repeatability of a specially designed intraoral colorimeter. *J Prosthet Dent* 69:616-619.

Goodkind RJ, Keenan KM, Schwabacher WB (1984). A comparison of Chromascan and spectrophotometric color measurements of 100 natural teeth. *J Prosthet Dent* 52:105-109.

Goodkind RJ, Loupe MJ (1992). Teaching of color in predoctoral and postdoctoral dental education in 1988. *J Prosthet Dent* 67:713-717.

Goodkind RJ, Schwabacher WB (1987). Use of a fibre-optic colorimeter for in vivo color measurements of 2830 anterior teeth. *J Prosthet Dent* 58:535-542.

Grajower R, Fuss Z, Hirschfeld Z (1979). Reflectance spectra of composite resins on liners. *J Prosthet Dent* 41:650-656.

Grajower RJ, Revah A, Sorin S (1976). Reflectance spectra of natural and acrylic resin teeth. *J Prosthet Dent* 36:570-579.

Gross MD, Moser JB (1977). A colorimetric study of coffee and tea staining of four composite resins. *J Oral Rehabil* 4:311-322.

Hammad IA (2003). Intrarater repeatability of shade selections with two shade guides. *J Prosthet Dent* 89:50-53.

Hammad IA, Stein RS (1991). A qualitative study for the bond and color of ceramometals. Part II. *J Prosthet Dent* 65:169-179.

Hasegawa A, Ikeda I, Kawaguchi S (2000). Color and translucency of in vivo natural central incisors. *J Prosthet Dent* 83:418-423.

Haug SP, Andres J, Moore BK (1999). Color stability and colorant effect on maxillofacial elastomers. Part III: Weathering effect on color. *J Prosthet Dent* 8:431.

Haywood VB, Leonard RH, Nelson CF, Brunson WD (1994). Effectiveness, side effects and long-term status of nightguard vital bleaching. *J Am Dent Assoc* 125:1219-1226.

Hersek N, Canay S, Uzun G, Yildiz F (1999). Color stability of denture base acrylic resins in three food colorants. *J Prosthet Dent* 81:375-379.

Hosoya Y (1992). Color changes of light-cured composite resins. *J Clinical Pediatr Dent* 16:247-252.

Hosoya Y (1999). Five-year color changes of light-cured resin composites: influence of light-curing times. *Dent Mater* 15:268-274.

- Hunters RS (1975). *The measurement of Appearance*. New York: John Wiley and Sons.
- Ikeda T, Murata Y, Sano H (2004). Translucency of opaque-shade resin composites. *Am J Dent* 17:127-130.
- Ikeda T, Nakanishi A, Yamamoto T, Sano H (2003). Color differences and color changes in Vita Shade tooth-colored restorative materials. *Am J Dent* 16:381-384.
- Imazato S, Tarumi H, Kato S, Ebisu S (1999). Water sorption and colour stability of composites containing the antibacterial monomer MDPB. *J Dent* 27:279-283.
- Inokoshi S, Burrow MF, Kataumi M et al. (1996). Opacity and color changes of tooth-colored restorative materials. *Oper Dent* 21:73-80.
- Johnston WM, Kao EC (1989). Assessment of appearance-match by visual observation and clinical colorimetry. *J Dent Res* 68:819-822.
- Johnston WM, Reisbick MH (1997). Color and translucency changes during and after curing of esthetic restorative materials. *Dent Mater* 13:89-97.
- Joiner A (2004). Tooth colour: a review of the literature. *J Dent* 32:3-12.
- Judd DB (1937). Optical specification of light-scattering materials. *J Res Nat Bur Stands* 19:287-317.

Judd DB, Wyszecki G (1975). *Color in Business, Science and Industry*. 3rd ed., New York: John Wiley and Sons.

Kalix AP, Maia RR, Vargas E, Amaral D, Capelli J Jr (2000). Reanatomizacao de dentes ântero-superiores. *Rev Bras Odont* 57:18-20.

Kanca J III (1986). The effect of thickness and shade on the polymerization of light-activated posterior composite resins. *Quintessence Int* 17:809-811.

Kato T, Kuwata M, Tamura K, Yamamoto M (1984). The current state of porcelain shades: a discussion. *Quintessence Dent Technol* 8:559-571.

Kawaguchi M, Fukushima T, Miyazaki K (1994). The relationship between cure depth and transmission coefficient of visible-light-activated resin composites. *J Dent Res* 73:516-521.

Kim HS, Um CM (1996). Color differences between resin composites and shade guides. *Quintessence Int* 27:559-567.

Knispel G (1991). Factors affecting the process of color matching restorative materials to natural teeth. *Quintessence Int* 22:525-531.

Koishi Y, Tanoue N, Atsuta M, Matsumura H (2002). Influence of visible-light exposure on colour stability of current dual-curable luting composites. *J Oral Rehabil* 29:387-393.

Koop M (2004). Untersuchungen zur Reproduzierbarkeit der Farbbestimmung an natürlichen Zähnen mittels eines instrumentellen Farbbestimmungsgerätes DSG 4 (Dissertation). Gießen: Justis-Liebig-Universität.

Kubelka P (1948). New Contributions to the Optics of intensely light-scattering materials. Part I. *J Opt Soc Am* 38:448-457.

Kuehni FG, Marcus RT (1979). An experiment in visual scaling of small color differences. *Col Res and Appl* 4:83.

Land EH (1977). The retinex theory of color vision. *Scient Am* 237:108-113.

Lee YK, Lim BS, Kim CW, Powers JM (2001). Color characteristics of low-chroma and high-translucence dental resin composites by different measuring modes. *Appl Biomater* 58:613-621.

Lee YK, Lim BS, Kim CW (2002). Effect of surface conditions on the color of dental resin composites. *Appl Biomater* 63:657-663.

Lee YK, Lim BS, Kim CW (2003). Difference in polymerization color changes of dental resin composites by the measuring aperture size. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater* 66:373-378.

Lee YK, Lim BS, Kim CW (2004). Influence of illuminating and viewing aperture size on the color of dental resin composites. *Dent Mater* 20:116-123.

Lee YK, Powers JM (2001). Color and optical properties of resin-based composites for bleached teeth after polymerization and accelerated aging. *Am J Dent* 14:349-354.

Lemiere P, Burk B (1975). Color in dentistry. Hartford: JM Ney Co.

Lendenmann U (2003). Wissenschaftliche Dokumentation Artemis. Ivoclar Vivadent AG.

Lin Z, Zhang X, Lee S, Zhang W, Li Y (2004). Effect of Angle Deviations on X-Rite CIELAB Measurements (abstract 0399). 83rd General Session & Exhibition of the IADR, Mar 9-12 2005, Baltimore. Baltimore, Maryland: International Association for Dental Research and American Association for Dental Research.

Loos H (1989). Farbmessung. Grundlagen der Farbmetrik und ihre Anwendungsbereiche in der Druckindustrie. Itzehoe: Verlag Beruf + Schule.

Luckenbach T, Läsche GM, Roulet JF (1991). Opazität und Opazitätsveränderungen von Kompositen. *Dtsch Zahnärztl Z* 46:621-625.

Lutz F, Imfeld T, Barbakow F (1985). Optimizing the marginal adaptation of MOD composite restorations. In: Posterior composite resin dental restorative materials. Vanherle G, Smith DC, editors. St Paul: 3M Dental Products Div, pp. 405-419.

- Macentee M, Lakowski R (1981). Instrumental color measurement of vital and extracted human teeth. *J Oral Rehabil* 8:203-208.
- McLaren EA (1999). The 3D-Master shade-matching system and the skeleton build-up technique: Science meets art and intuition. *Quintessence Dent Technol* 22:55-68.
- Makinson OF (1989). Colour changes on curing lightactivated anterior restorative resins. *Austral Dent J* 34:154.
- Matkovic K (1997). Tone Mapping Techniques and color image difference in global illumination (Dissertation). Wien: University of Wien.
- Medeiros EB, Nascimento ABL (2002). Causas e conseqüências da fotopolimerizacao inadequada da resina composta. *Rev Bras Odont* 29:741-52.
- Miyagawa Y, Powers JM (1983). Prediction of color of an esthetic restorative material. *J Dent Res* 62:581-584.
- Miyagawa Y, Powers JM, O'Brien WJ (1981). Optical properties of direct restorative materials. *J Dent Res* 60:890-894.
- Mjör IA, Toffenetti F (1992). Placement and replacement of resin-based composite restorations in Italy. *Oper Dent* 17:82-85.

Moser JB, Wozniak WT, Naleway CA, Ayer WA (1985). Color vision in dentistry: a survey. *J Am Dent Assoc* 110:509-510.

Nakamura T, Saito O, Ko T, Maruyama T (2001). The effects of polishing and bleaching on the colour of discoloured teeth in vivo. *J Oral Rehabil* 28:1080-1084.

O'Brien WJ, Boenke KM, Groh CL (1991). Coverage errors of two shade guides. *Int J Prosthodont* 4:45-50.

O'Brien WJ, Groh CL, Boenke KM (1989). A one-dimensional color order system for dental shade guides. *Dent Mater* 5:371-374.

O'Brien WJ, Groh CL, Boenke KM (1990). A new, small-color-difference equation for dental shades. *J Dent Res* 69:1762-1764.

O'Brien WJ, Hemmendinger H, Boenke KM, Linger JB, Groh CL (1997). Color distribution of three regions extracted human teeth. *Dent Mater* 13:179-85.

O'Brien WJ, Johnston WM, Fanian F (1985). Double-layer color effects in porcelain systems. *J Dent Res* 64:940-943.

O'Brien WJ, Nelson D, Lorey RE (1983). The assessment of chroma sensitivity to porcelain pigments. *J Prosthet Dent* 49:63-65.

O'Neal SJ, Powell WD (1984). Color discrimination and shade matching ability of third year dental students (proceedings). *J Prosthet Dent* 63:174.

Obregon A, Goodkind RJ, Schwabacher WB (1981). Effects of opaque and porcelain surface texture on the color of ceramometal restorations. *J Prosthet Dent* 46:330-340.

Okubo SR, Kanawati A, Richards MW, Childress S (1998). Evaluation of visual and instrument shade matching. *J Prosthet Dent* 80:642-648.

Origen de los piercings. <http://www.tatuajesyaros.com.ar/infopiercing.htm#7> (26.11.2004).

Paravina RD (2000). Techniques for improvement of clinical shade matching procedures (Dissertation). Serbia: University of Nis.

Paravina RD, Powers JM, Fay R-M (2002). Color comparison of two shade guides. *Int J Prosthodont* 15:73-78.

Paul S, Peter A, Pietrobon N, Hämmerle CHF (2002). Visual and spectrophotometric shade analysis of human teeth. *J Dent Res* 81:578-582.

Pilo R, Oelgiesser D, Cardash JW (1999). A survey of output intensity and potential for depth of cure among light-curing units in clinical use. *J Dent* 27:235-241.

- Pizzamiglio E (1991). A color selection technique. *J Prosthet Dent* 66:592-596.
- Powers JM, Bakus ER, Goldberg AJ (1988). In vitro color changes of posterior composites. *Dent Mater* 4:151-154.
- Powers JM, Dennison JB, Koran A (1978a). Color stability of restorative resins under accelerated aging. *J Dent Res* 57:964-970.
- Powers JM, Dennison JB, Lepeak PJ (1978b). Parameters that affect the color of direct restorative resins. *J Dent Res* 57:876-880.
- Powers JM, Fan PL, Raptis CN (1980). Color stability of new composite restorative materials under accelerated aging. *J Dent Res* 59:2071-2074.
- Powers JM, Yeh CL, Miyagawa Y (1983). Optical properties of composites of selected shades in white light. *J Oral Rehabil* 10:319-24.
- Preston JD (1985). Current status of shade selection and color matching. *Quintessence Int* 1:47-58.
- Preston JD, Ward LC, Bobrick M (1978). Light and lighting in dental office. *Dent Clin North Am* 22:431-451.
- Price RBT, Murphy DG, Dérand T (2000). Light energy transmission through cured resin composite and human dentin. *Quintessence Int* 31:659-667.

Priest G, Lindke L (2000). Tooth color selection and characterization accomplished with optical mapping. *Pract Periodont Aesthet Dent* 12:497-503.

Pröbster L, Wetzel C (2004). Innovative Verfahren in der Zahnheilkunde. Berlin: Springer-Verlag.

Reno EA, Sunberg RJ, Block RP, Bush RD (2000). The influence of Lip/Gum color on subject perception of tooth color (abstract 1898). 78th General Session & Exhibition of the IADR, April 5-8, 2000, Washington. Washington DC: International Association for Dental Research and American Association for Dental Research.

Rich DC, Martin D (1999). Improved model for improving the inter-instrumental agreement of spectrophotometers. *Analyt Chim Acta* 380:263-276.

Riley EJ, Filipincic JM (1989). Ceramic shade determination: current technique for a direct approach. *Int J Prosthodont* 2:131-137.

Robinson FG, Rueggeberg FA, Lockwood PE (1998). Thermal stability of direct dental esthetic restorative materials at elevated temperatures. *Forensic Sci* 43:1163-1167.

Rosentiel SF, Johnston WM (1988). The effects of manipulative variables on the color of ceramic metal restorations. *J Prosthet Dent* 60:297-303.

Roulet JF (1994). Marginal integrity: clinical significance. *J Dent Res* 22:9-12.

Rozier S, Chan DCN, Browning WD, Blalock J, Steen A (2004). Color analysis of resin composite using digital imaging and spectrophotometry (abstract 3119). 83rd General Session & Exhibition of the IADR, Mar 9-12 2005, Baltimore. Baltimore, Maryland: International Association for Dental Research and American Association for Dental Research.

Rubiño M, Garcia JA, Jiménez del Barco L, Romero J (1994). Colour measurement of human teeth and evaluation of a colour guide. *Col Res and Appl* 19:19-22.

Rueggeberg FA, Caughman WF, Curtis JW Jr (1994). Effect of light intensity and exposure duration on cure of resin composite. *Oper Dent* 19:26-32.

Rueggeberg FA, Jordan DM (1993). Effect of light-tip distance on polymerization of resin composite. *Int J Prosthodont* 6:364-370.

Ruyter IE (1988). Composite - Characterization of composite filling materialsreactor response. *Adv Dent Res* 2:122-129.

Ruyter IE, Nilner K, Möller B (1987). Color stability of dental composite resin materials for crown and bridge veneers. *Dent Mater* 3:246-251.

Ryther JS, Lund PS, Aquilino SA (1993). Colorimetric evaluation of shade guide variability (abstract). *J Dent Res* 72:215.

Sakaguchi RL, Douglas WH, Peters MC (1992). Curing light performance and polymerization of composite restorative materials. *J Dent* 20:183-188.

Saleski CG (1972). Color, light and shade matching. *J Prosthet Dent* 27:263-268.

Sato RR, Shiraishi A, Ishibashi K (1994). Using a computer color-matching system. A newly developed spectrophotometer designed for clinical application. *Int J Prosthodont* 7:50-58.

Schulze KA, Marshall SJ, Gansky SA, Marshall GW (2003). Color stability and hardness in dental composites after accelerated aging. *Dental Materials* 19:612-619.

Schulze KA, Tinschert J, Marshall SJ, Marshall GW (2003). Spectroscopic analysis of polymer-ceramic dental composites after accelerated aging. *Int J Prosthodont* 16:355-361.

Schwabacher WB, Goodkind RJ (1990). Three-dimensional color coordinates of natural teeth compared with three shade guides. *J Prosthet Dent* 64:425-431.

Seghi RR (1990). Effects of instrument-measuring geometry on colorimetric assessments of dental porcelains. *J Dent Res* 69:1180-1183.

Seghi RR, Gritz MD, Kim J (1990). Colorimetric changes in composites resulting from visible light initiated polymerization. *Dent Mater* 6:133-137.

Seghi RR, Hewlett ER, Kim J (1989a). Visual and instrumental colorimetric assessments of small color differences on translucent dental porcelains. *J Dent Res* 68:1760-1764.

Seghi RR, Johnston WM, O'Brien WJ (1986). Spectrophotometric analysis of color differences between porcelain system. *J Prosthet Dent* 56:35-40.

Seghi RR, Johnston WM, O'Brien WJ (1989b). Performance assessment of colorimetric devices on dental porcelains. *J Dent Res* 68:1755-1759.

Seher J, Viohl J (1992). In-vitro-Verfärbungen von Kunststoffen durch Farbstoffe und UV-Strahlung. *Dtsch Zahnärztl Z* 47:634-636.

Seluk LW, LaLonde TD (1985). Esthetics and communication with a custom shade guide. *Dent Clin North Am* 29:741-752.

Shimada K, Kakehashi Y, Matsumura H, Tanoue N (2004). In vivo quantitative evaluation of tooth color with hand-held colorimeter and custom template. *J Prosthet Dent* 91:389-391.

Shortall AC, Harrington E (1997). Effectiveness of battery powered light activation units. *Br Dent J* 19:301-303.

Shortall AC, Harrington E, Wilson HJ (1995). Light curing unit effectiveness assessed by dental radiometers. *J Dent* 23:227-232.

Shortwell JL, Johnston WM, Swarts RG (1986). Color comparisons of denture teeth and shade guides. *J Prosthet Dent* 56:31-34.

Sorensen JA, Torres TJ (1987). Improved color matching of metal-ceramic restorations. Part I: A systematic method for shade determination. *J Prosthet Dent* 58:133-139.

Sproll RC (1973). Color matching in Dentistry. Part II: Practical applications of the organization of color. *J Prosthet Dent* 29:556-566.

Stober T, Gilde H, Lenz P (2001). Color stability of highly filled composite resin materials for facings. *Dent Mater* 17:87-94.

Strahlungsphysikalische und lichttechnische Eigenschaften von Materialien, DIN 5036 Teil 1-4 (1977). Berlin: Deutsches Institut für Normung.

Strohaver RA, Mattie DR (1987). A scanning electron microscope comparison of microfilled fixed prosthodontic resins. *J Prosthet Dent* 57:559-565.

Swift EJ Jr, Hammel SA, Lund PS (1994). Colorimetric evaluation of Vita shade resin composites. *Int J Prosthodont* 7:356-361.

ten Bosch JJ, Coops JC (1995). Tooth color and reflectance as related to light scattering and enamel hardness. *J Dent Res* 74:374-380.

Tirtha R, Fan PL, Dennison JB, Powers JM (1982). In vitro depth of cure of photo-activated composites. *J Dent Res* 61:1184-1187.

Tung FF, Goldstein GR, Jang S, Hittelman E (2002). The repeatability of an intraoral dental colorimeter. *J Prosthet Dent* 88:585-590.

Uchida H, Vaidyanathan J, Viswanadhan T et al. (1998). Color stability of dental composites as a function of shade. *J Prosthet Dent* 79:372-377.

Vaarkamp J, ten Bosch JJ, Verdonschot EH (1995). Propagation of light through human dental enamel and dentine. *Caries Res* 29:8-13.

Van Andel RJ, Galen MA; Boes CL, Overbeck JL, inventors (2001). X Rite Inc: applicant. Optical measurement device and related process. US patent WO0141632, Jun 14.

- Van der Burd TP, ten Bosch JJ, Borsboom PC, Kortsmid WJ (1990). A comparison of new and conventional methods for quantification of tooth color. *J Prothet Dent* 63:155-162.
- Van der Burg JP, ten Bosch JJ, Borsboom PC, Plasschaert AJ (1985). A new method for matching tooth color standards. *J Dent Res* 64:837-841.
- Van Dijken JWV (1986). A clinical evaluation of anterior conventional, microfilled and hybrid composite fillings. *Acta Odontol Scand* 44:357-367.
- Versluis A, Tantbirojn D, Douglas WH (1998). Do dental composites always shrink toward the light? *J Dent Res* 77:1435-1445.
- Viohl J (1976). Verfärbung von Kunststoffen durch unterschiedliche Lichtquellen. *Dtsch Zahnärztl Z* 31:910-914.
- Vogel K, Salz U (1997). Influence of trans-tooth curing on physical properties of composites (abstract). *J Dent Res* 76:1111.
- Vollmann M (1999). Vita 3D-Master: Theory and practice. *Quintessence Dent Technol* 22:43-53.
- Watts DC, Cash AJ (1994). Analysis of optical transmission by 400-500 nm visible light into aesthetic dental biomaterials. *J Dent* 22:112-117.

Wee AG, Kang EY, Johnston WM, Seghi RR (2000). Evaluating porcelain color match of different porcelain shade-matching systems. *J Esthet Dent* 12:271-280.

Wee AG, Monaghan P, Johnston WM (2002). Variation in color between intended matched shade and fabricated shade of dental porcelain. *J Prosthet Dent* 87:657-666.

Weidner VR (1983). Standard Reference Materials: White opal glass diffuse spectral reflectance standards for the visible spectrum (SRM's 2015 and 2016). NBS Special Publication 260-82:21.

Willems G, Lambrechts P, Braem M, Vanherle G (1988). Composite resins in the 21st century. *Quintessence Int* 24:641-658.

Wozniak WT, Fan PL, McGill S, Moser JB, Stanford JW (1985). Color comparisons of composite resins of various shade designations. *Dent Mater* 1:121-123.

Wyszecki G, Stiles WS (1982). Color science concepts and methods, Qualitative data and formulae. 2nd ed., New York: John Wiley and Sons.

Yannikakis SA, Zissis AJ, Polyzois GL, Caroni C (1998). Color stability of provisional resin restorative materials. *J Prosthet Dent* 80:533.

Yap AUJ, Bhole S, Tan KBC (1995). Shade match of tooth-colored restorative materials based on a commercial shade guide. *Quintessence Int* 26:697-702.

Yap AUJ, Sim CPC, Loganathan V (1999). Polymerization color changes of esthetic restoratives. *Oper Dent* 24:306-311.

Yap AUJ, Sim CPC, Loh WL, Teo JH (1999). Human-Eye versus computerized color matching. *Oper Dent* 24:358-336.

Yeh CL, Powers JM, Miyagawa Y (1982). Color of selected shades of composite by reflection spectrophotometry. *J Dent Res* 61:1176-1179.

Zhang F, Heydecke G, Razzoog ME (2000). Double-layer porcelain veneers: effect of layering on resulting veneer color. *J Prosthet Dent* 84:425-431.

Zijp JR, ten Bosch JJ (1993). Theoretical model for the scattering of light by dentin and comparison with measurements. *Appl Opt* 32:411-415.

Zijp JR, ten Bosch JJ, Groenhuis RAJ (1995). HeNe-Laser light scattering by human dental enamel. *J Dent Res* 74:1891-1898.

12. Anhang

Tabelle 1. Standard-Zusammensetzung von Artemis (in Gew. %)

	Dentin	Schmelz	Super Clear
Dimethacrylate	22.7	23.2	24.2
Bariumglasfüller, silanisiert	50.0	67.4	75.0
Ytterbiumtrifluorid	15.0	1.0	-
Mischoxid, silanisiert	5.0	5.0	-
Ba-Al-Fluorosilikatglas, silanisiert	5.0	1.0	-
Hochdisperses Siliziumdioxid	1.0	1.0	-
Additive	0.9	1.0	0.5
Stabilisatoren	0.4	0.4	0.3
Pigmente	< 0.1	< 0.1	< 0.1

Tabelle 2. Chargennummer und Haltbarkeit des verwendeten Komposites

Artemis, Feinpartikel-Hybridkomposit (Ivoclar Vivadent, Schaan, Lichtenstein)

Farbe	Chargennummer	Haltbarkeit
A2 Dentin	F 14041	Jan. 07
	F 39767	Jun. 07
A3 Dentin	F 14766	Feb. 07
	F 42810	Jul. 07
	G 02596	Okt. 07
A3.5 Dentin	F 14771	Feb. 07
	F 29268	Mai. 07
	F 37297	Jul. 07
A4 Dentin	F 25457	Apr. 07
A5 Dentin	F 15252	Feb. 07
	F 24478	Mrz. 07
A6 Dentin	F 14780	Feb. 07
B3 Dentin	F 15280	Feb. 07
	F 27974	Apr. 07
C4 Dentin	F 14786	Feb. 07
D2 Dentin	F 14783	Feb. 07
D4 Dentin	F 14789	Feb. 07
	F 27968	Apr. 07
Super Clear Enamel	F 14807	Feb. 07
Clear Enamel	F 14805	Feb. 07
	F 28752	Mai. 07
	F 45486	Sep. 07
Enamel A1	F 14957	Feb. 07

Tabelle 3. Chargennummer und Haltbarkeit des verwendeten Komposites für temporäre Kronen und Brücken

Protemp 3 Garant - (3M ESPE, Seefeld, Deutschland)

Chargennummer	Haltbarkeit
B0039	Mrz. 04
C0010	
B141017	Mrz. 05
C139381	
B131970	Dez. 04
C128060	

Tabelle 4. Chargennummer und Haltbarkeit des verwendeten Abformmaterials

Memosil 2 - Polyvinylsiloxan zur Direktapplikation transparent

(Heraeus Kulzer, Hanau, Deutschland)

Chargennummer	Haltbarkeit
185332	Okt. 04
205280	Jul. 05
215286	Mrz. 06
225257	Aug. 06

Tabelle 5. Einfluss der Form auf die Farbe

Nach Dentinfarbe aggregierte CIE L*a*b* Werte, Proben mit verschiedener Form und Beschichtung (N=90). Gemessene Bereiche: Mittelpunkt. ZF = zahnförmig.

Probetyp	Dentinfarbe	L*	a*	b*
Flach	A2	72.6	2.0	24.59
	A3	76.1	3.9	20.5
	A3.5	72.5	3.4	22.9
	A4	70.3	7.5	23.5
	A5	63.6	4.0	25.6
	A6	64.8	5.9	24.0
	B3	78.4	1.9	18.6
	C4	65.1	2.9	20.8
	D2	76.0	2.2	16.1
	D4	67.3	4.1	19.7
„Single-Shade“ ZF	A2	76.3	2.1	17.6
	A3	78.4	3.1	18.0
	A3.5	74.0	2.5	19.5
	A4	71.2	4.3	19.4
	A5	67.9	3.1	19.8
	A6	70.0	6.1	15.5
	B3	72.3	1.2	18.8
	C4	68.4	2.8	18.5
	D2	74.1	1.1	14.7
	D4	68.0	2.6	17.1
„Multi-Shade“ ZF	A2	72.7	1.3	17.2
	A3	74.1	3.2	17.5
	A3.5	71.8	1.8	17.7
	A4	71.9	4.1	15.9
	A5	66.9	3.3	17.9
	A6	65.7	3.5	17.6
	B3	71.6	1.7	15.7
	C4	70.6	4.0	15.1
	D2	73.6	0.5	13.0
	D4	68.6	2.1	13.9

Tabelle 6. Einfluss der Form auf die Farbe

Mittelwerte und Intervall der ΔE^* Werte zwischen Proben mit verschiedener Form und Beschichtung (N=90). Gemessene Bereiche: Mittelpunkt. ZF = zahnförmig.

Dentinfarbe	ΔE^* zwischen flache und „single-shade“ ZF Proben	ΔE^* zwischen „single-shade“ und „multi-shade“ ZF Proben
A2	9.0 (0.9-14.4)	7.5 (3.3-10.7)
A3	4.4 (1.3-6.5)	5.1 (0.9-7.3)
A3.5	4.3 (0.6-8.5)	4.1 (0.3-7.9)
A4	6.2 (1.2-14.8)	5.3 (1.4-12.3)
A5	7.5 (0.5-16.6)	5.6 (0.6-10.0)
A6	10.7 (2.9-17.0)	6.7 (1.5-9.0)
B3	7.6 (2.8-13.0)	5.7 (1.1-9.4)
C4	4.8 (0.8-10.7)	5.4 (2.0-10.2)
D2	3.1 (0.8-6.6)	2.7 (0.8-6.0)
D4	3.6 (0.2-8.4)	4.2 (0.9-9.7)

Tabelle 7. Einfluss der Umgebung auf die Farbe

7.1. Nach Dentinfarbe aggregierte CIE L*a*b* Werte und Standardabweichung von „multi-shade“ zahnförmigen Proben in verschiedenen Umgebungen (N=180). Gemessene Bereiche: Mittelwert aller neun Punkte.
 ZA=Zahn allein, G=Zahn mit Gingiva, NBA1=Zahn mit Gingiva und Nachbarzähne der Farbe A1, NBC4=Zahn mit Gingiva und Nachbarzähne der Farbe C4.

Umgebung	Dentinfarbe	L*	a*	b*
ZA	A2	66.7 (4.7)	0.0 (1.0)	11.2 (3.8)
	A3	66.4 (4.1)	1.0 (1.4)	12.5 (4.0)
	A3.5	65.1 (3.8)	1.56 (1.1)	12.5 (3.2)
	A4	62.4 (3.8)	3.7 (2.9)	11.5 (4.9)
	A5	62.4 (3.2)	2.4 (1.8)	10.5 (3.6)
	A6	60.7 (3.6)	4.1 (2.3)	10.3 (2.7)
	B3	64.8 (4.2)	1.4 (1.7)	11.7 (4.3)
	C4	61.4 (2.7)	2.1 (1.7)	10.9 (3.3)
	D2	65.4 (5.3)	1.2 (1.6)	8.7 (3.6)
	D4	60.67 (3.4)	2.7 (2.7)	10.5 (4.1)
G	A2	65.9 (4.8)	1.9 (3.1)	10.4 (3.7)
	A3	65.3 (3.8)	2.4 (3.5)	11.8 (3.9)
	A3.5	63.4 (4.3)	2.9 (2.9)	12.1 (3.2)
	A4	61.6 (3.4)	3.3 (3.1)	10.6 (3.9)
	A5	62.1 (4.4)	2.8 (4.2)	9.8 (3.1)
	A6	60.9 (3.7)	4.2 (3.6)	10.0 (2.7)
	B3	63.2 (4.2)	2.41(3.6)	11.2 (3.7)
	C4	61.1 (3.3)	3.2 (3.0)	10.0 (2.5)
	D2	65.0 (5.1)	1.9 (3.2)	8.4 (2.1)
	D4	59.9 (3.4)	3.5 (3.5)	9.7 (3.1)
NBA1	A2	67.2 (4.9)	3.3 (3.9)	11.3 (3.9)
	A3	67.2 (4.2)	4.9 (4.1)	12.6 (4.6)
	A3.5	65.4 (4.1)	5.0 (3.2)	13.2 (3.2)
	A4	63.9 (3.5)	5.6 (3.6)	11.8 (4.3)
	A5	63.5 (3.5)	5.4 (3.8)	11.0 (3.6)
	A6	62.3 (3.3)	5.9 (4.2)	10.8 (3.0)
	B3	65.6 (4.1)	4.6 (3.5)	12.3 (3.7)
	C4	62.6 (3.4)	5.1 (4.2)	11.0 (3.5)
	D2	66.4 (5.9)	3.7 (3.1)	9.6 (2.7)
	D4	62.1 (3.6)	5.1 (3.7)	11.1 (3.7)
NBC4	A2	67.3 (4.3)	3.3 (3.4)	12.8 (3.8)
	A3	66.9 (4.5)	3.3 (3.4)	14.0 (4.3)
	A3.5	65.2 (4.2)	3.3 (3.5)	13.6 (3.8)
	A4	63.3 (3.6)	3.8 (4.0)	12.3 (4.2)
	A5	62.8 (4.2)	3.9 (4.1)	12.0 (3.8)
	A6	61.9 (2.7)	4.9 (4.6)	12.0 (3.6)
	B3	65.3 (3.8)	2.8 (3.4)	12.9 (3.9)
	C4	62.7 (3.9)	3.8 (3.4)	10.4 (3.1)
	D2	66.6 (4.2)	3.0 (3.3)	10.0 (3.2)
	D4	61.9 (3.1)	4.5 (3.7)	11.5 (3.3)

7.2. Nach Dentinfarbe aggregierte CIE L*a*b* Werte und Standardabweichung von „multi-shade“ zahnförmigen Proben in verschiedenen Umgebungen pro Spalte und Bereich (N=180). Gemessene Bereiche: Mittelwert aller neun Punkte. ZA=Zahn allein, G=Zahn mit Gingiva, NBA1=Zahn mit Gingiva und Nachbarzähne der Farbe A1, NBC4=Zahn mit Gingiva und Nachbarzähne der Farbe C4.

Umgebung	Dentinfarbe	Spalte	Bereich	L*	a*	b*
ZA	A2	distal	inzisal	63.0	1.1	8.3
			mitte	70.2	0.5	10.6
			zervikal	69.3	0.7	12.9
		mitte	inzisal	63.5	0.1	6.6
			mitte	73.5	-7.0	14.1
			zervikal	71.3	1.2	14.7
		mesial	inzisal	59.1	-1.0	5.3
			mitte	65.6	-1.8	12.6
			zervikal	64.6	0.3	16.1
	A3	distal	inzisal	64.9	-1.1	8.0
			mitte	69.0	1.4	12.0
			zervikal	68.4	1.3	14.6
		mitte	inzisal	64.7	-0.3	7.0
			mitte	72.2	0.6	15.7
			zervikal	70.4	2.5	16.7
		mesial	inzisal	58.6	-0.3	7.7
			mitte	63.3	2.0	15.0
			zervikal	65.8	3.1	16.3
	A3.5	distal	inzisal	62.1	0.8	10.2
			mitte	66.8	0.3	12.5
			zervikal	65.2	1.4	14.7
		mitte	inzisal	64.5	-0.1	6.3
			mitte	71.2	2.2	15.4
			zervikal	70.4	2.2	12.9
		mesial	inzisal	59.9	1.8	9.6
			mitte	62.5	2.3	15.2
			zervikal	63.7	3.2	15.6
	A4	distal	inzisal	60.6	-0.5	6.4
			mitte	64.3	1.6	11.8
			zervikal	64.0	3.7	13.7
		mitte	inzisal	64.6	9.8	3.9
			mitte	67.6	3.0	13.5
			zervikal	66.1	4.5	15.4
		mesial	inzisal	56.6	2.1	6.0
			mitte	60.3	3.0	14.8
			zervikal	57.4	5.9	17.8
	A5	distal	inzisal	61.4	-0.4	6.6
			mitte	64.2	1.6	10.4
			zervikal	63.5	2.7	12.2
		mitte	inzisal	62.7	0.3	5.1
			mitte	67.8	3.0	11.2
			zervikal	64.4	3.9	14.7
		mesial	inzisal	56.5	1.3	6.8
			mitte	62.1	3.2	12.8
			zervikal	59.4	5.5	14.6

Umgebung	Dentinfarbe	Spalte	Bereich	L*	a*	b*
ZA	A6	distal	inzisal	60.2	1.2	6.7
			mitte	63.8	3.5	10.5
			zervikal	62.4	3.9	11.7
		mitte	inzisal	57.8	0.8	6.4
			mitte	66.3	4.8	11.8
			zervikal	64.2	5.4	13.5
		mesial	inzisal	56.9	3.3	7.5
			mitte	58.2	5.7	13.1
			zervikal	56.9	8.4	12.0
	B3	distal	inzisal	62.8	-1.4	6.2
			mitte	67.2	0.2	11.5
			zervikal	67.0	0.9	14.3
		mitte	inzisal	62.2	0.8	5.4
			mitte	71.5	1.3	12.4
			zervikal	69.1	2.6	16.5
		mesial	inzisal	57.9	0.8	7.8
			mitte	63.1	2.7	14.5
			zervikal	62.5	4.4	16.7
	C4	distal	inzisal	60.1	-1.7	7.8
			mitte	62.1	2.1	12.3
			zervikal	62.9	2.7	11.7
		mitte	inzisal	61.1	0.8	6.5
			mitte	65.5	2.3	13.6
			zervikal	64.5	3.9	13.9
		mesial	inzisal	56.6	1.8	5.8
			mitte	60.0	3.8	11.7
			zervikal	60.2	3.1	14.7
	D2	distal	inzisal	60.3	0.3	4.7
			mitte	68.5	0.8	8.5
			zervikal	68.4	1.2	11.3
mitte		inzisal	60.8	-1.8	3.3	
		mitte	73.4	2.2	10.7	
		zervikal	71.0	2.9	12.7	
mesial		inzisal	57.4	-0.4	4.6	
		mitte	65.0	2.6	10.4	
		zervikal	64.0	2.7	12.2	
D4	distal	inzisal	58.7	-0.8	5.9	
		mitte	61.7	3.5	10.4	
		zervikal	61.9	2.9	12.4	
	mitte	inzisal	61.4	-0.9	5.1	
		mitte	66.9	1.5	11.8	
		zervikal	63.8	2.8	14.8	
	mesial	inzisal	56.1	2.0	5.1	
		mitte	58.7	5.1	13.7	
		zervikal	57.0	7.7	14.9	

Umgebung	Dentinfarbe	Spalte	Bereich	L*	a*	b*
G	A2	distal	inzisal	61.6	0.0	4.9
			mitte	70.3	0.4	11.8
			zervikal	68.7	3.1	13.1
		mitte	inzisal	62.7	-0.4	6.5
			mitte	73.5	1.8	12.3
			zervikal	65.5	7.5	12.4
		mesial	inzisal	57.6	-1.1	5.9
			mitte	67.2	-0.4	11.1
			zervikal	66.0	5.8	15.4
	A3	distal	inzisal	62.6	0.1	6.8
			mitte	68.3	1.1	11.6
			zervikal	67.1	4.8	13.8
		mitte	inzisal	64.5	-1.1	6.3
			mitte	72.7	0.9	14.8
			zervikal	62.5	8.4	14.1
		mesial	inzisal	59.9	-1.5	7.6
			mitte	65.0	2.2	15.2
			zervikal	64.7	7.0	16.4
	A3.5	distal	inzisal	61.6	-0.8	9.1
			mitte	67.1	2.0	12.6
			zervikal	65.8	3.4	14.7
		mitte	inzisal	61.8	0.3	7.8
			mitte	71.0	2.2	14.3
			zervikal	60.9	8.4	13.7
		mesial	inzisal	55.9	1.3	7.3
			mitte	63.6	2.4	14.5
			zervikal	62.6	6.7	15.2
	A4	distal	inzisal	60.0	-1.8	5.8
			mitte	64.7	1.6	11.0
			zervikal	62.8	4.0	13.5
		mitte	inzisal	62.4	0.7	4.5
			mitte	68.4	3.1	12.4
			zervikal	59.0	8.0	12.1
		mesial	inzisal	56.9	3.1	6.6
			mitte	60.5	3.3	14.3
			zervikal	59.7	7.8	15.0
A5	distal	inzisal	65.5	-3.7	6.3	
		mitte	65.9	1.2	10.1	
		zervikal	60.9	5.0	12.7	
	mitte	inzisal	61.4	-0.9	5.7	
		mitte	70.4	0.6	9.7	
		zervikal	56.8	9.4	10.9	
	mesial	inzisal	57.1	2.3	6.1	
		mitte	61.1	3.2	13.8	
		zervikal	59.6	8.1	12.7	

Umgebung	Dentinfarbe	Spalte	Bereich	L*	a*	b*
G	A6	distal	inzisal	59.5	0.2	7.8
			mitte	65.0	1.7	10.7
			zervikal	60.9	5.3	11.5
		mitte	inzisal	60.8	0.5	5.8
			mitte	68.5	2.7	11.0
			zervikal	57.4	9.8	10.6
		mesial	inzisal	60.2	3.0	6.5
			mitte	58.0	5.2	13.8
			zervikal	57.8	9.6	12.3
	B3	distal	inzisal	61.6	0.0	6.5
			mitte	67.8	0.6	11.0
			zervikal	65.3	4.5	12.2
		mitte	inzisal	62.4	-0.7	5.6
			mitte	71.3	0.7	11.6
			zervikal	59.8	10.1	13.9
		mesial	inzisal	57.9	0.8	8.5
			mitte	62.5	-0.0	14.9
			zervikal	60.3	5.7	16.2
	C4	distal	inzisal	61.3	0.9	6.8
			mitte	64.0	2.8	11.5
			zervikal	62.5	4.7	11.5
		mitte	inzisal	61.5	-0.2	6.9
			mitte	67.2	1.4	11.9
			zervikal	58.5	9.1	10.4
		mesial	inzisal	56.6	2.0	6.5
			mitte	60.4	1.6	11.4
			zervikal	57.7	6.7	13.1
	D2	distal	inzisal	61.5	-0.7	7.1
			mitte	70.8	0.9	7.7
			zervikal	68.1	3.0	10.7
mitte		inzisal	61.0	-1.0	5.4	
		mitte	74.0	-0.0	9.5	
		zervikal	63.5	8.9	10.2	
mesial		inzisal	57.7	0.3	5.3	
		mitte	64.9	0.8	9.7	
		zervikal	63.7	4.9	10.4	
D4	distal	inzisal	59.8	-0.3	6.2	
		mitte	63.5	2.0	10.5	
		zervikal	60.6	5.4	11.5	
	mitte	inzisal	60.6	0.2	5.4	
		mitte	66.5	1.5	12.1	
		zervikal	56.1	9.1	10.4	
	mesial	inzisal	56.5	0.8	5.9	
		mitte	58.5	4.6	13.5	
		zervikal	56.7	8.5	12.1	

Umgebung	Dentinfarbe	Spalte	Bereich	L*	a*	b*
NBA1	A2	distal	inzisal	62.7	-0.6	6.7
			mitte	73.5	1.3	12.8
			zervikal	70.1	5.3	14.4
		mitte	inzisal	63.0	0.2	6.9
			mitte	74.0	2.6	13.5
			zervikal	65.6	9.9	12.6
		mesial	inzisal	60.6	-0.2	5.5
			mitte	70.3	2.5	13.2
			zervikal	65.1	9.0	16.4
	A3	distal	inzisal	63.8	1.5	6.1
			mitte	71.4	2.8	14.5
			zervikal	69.0	7.2	15.7
		mitte	inzisal	64.4	0.9	6.4
			mitte	74.0	2.7	15.3
			zervikal	64.2	12.3	14.5
		mesial	inzisal	60.7	1.9	7.1
			mitte	69.8	4.5	16.3
			zervikal	67.6	9.9	17.3
	A3.5	distal	inzisal	63.5	1.7	10.6
			mitte	69.5	4.6	13.0
			zervikal	66.8	7.0	15.5
		mitte	inzisal	62.1	2.6	9.3
			mitte	72.1	3.3	14.8
			zervikal	62.6	11.4	13.6
		mesial	inzisal	58.6	2.5	8.4
			mitte	67.4	3.7	16.5
			zervikal	66.0	8.4	17.5
	A4	distal	inzisal	62.1	1.5	6.0
			mitte	67.5	4.5	13.4
			zervikal	65.5	6.9	14.7
		mitte	inzisal	61.3	0.9	6.5
			mitte	70.3	5.8	12.
			zervikal	61.3	12.0	12.2
		mesial	inzisal	59.3	3.9	7.1
			mitte	64.6	5.2	16.1
			zervikal	63.0	10.0	17.5
A5	distal	inzisal	62.6	1.2	6.2	
		mitte	67.7	3.6	11.4	
		zervikal	63.7	7.5	13.1	
	mitte	inzisal	61.9	2.1	6.0	
		mitte	69.7	3.0	11.8	
		zervikal	59.6	12.5	11.6	
	mesial	inzisal	58.7	3.9	7.7	
		mitte	64.7	4.8	15.4	
		zervikal	63.0	9.9	15.5	

Umgebung	Dentinfarbe	Spalte	Bereich	L*	a*	b*
NBA1	A6	distal	inzisal	60.3	2.4	7.6
			mitte	66.8	3.3	11.4
			zervikal	63.2	8.5	11.6
		mitte	inzisal	60.7	1.8	7.0
			mitte	67.7	4.9	12.6
			zervikal	57.5	13.3	9.7
		mesial	inzisal	60.2	2.5	7.6
			mitte	63.3	5.2	15.7
			zervikal	60.8	11.1	13.9
	B3	distal	inzisal	63.1	1.1	7.3
			mitte	70.2	2.4	12.3
			zervikal	67.5	6.8	14.1
		mitte	inzisal	62.7	2.9	7.3
			mitte	72.0	2.5	13.1
			zervikal	61.7	11.3	13.7
		mesial	inzisal	59.8	2.3	8.9
			mitte	67.7	3.5	16.3
			zervikal	65.3	8.7	17.4
	C4	distal	inzisal	64.4	2.5	6.1
			mitte	65.7	2.8	13.1
			zervikal	64.4	6.3	12.5
		mitte	inzisal	61.0	0.2	7.4
			mitte	68.0	2.9	12.5
			zervikal	58.4	12.8	11.6
		mesial	inzisal	57.9	2.0	6.6
			mitte	63.2	5.8	13.7
			zervikal	60.5	10.4	15.7
	D2	distal	inzisal	62.2	0.3	7.1
			mitte	72.4	2.0	8.8
			zervikal	70.7	5.5	11.7
		mitte	inzisal	61.1	1.0	5.6
			mitte	73.7	2.0	11.1
			zervikal	65.1	9.5	10.9
		mesial	inzisal	56.0	2.7	6.7
			mitte	69.3	2.4	11.9
			zervikal	67.2	7.6	13.0
D4	distal	inzisal	60.8	2.8	7.2	
		mitte	67.0	1.4	10.8	
		zervikal	62.9	6.1	13.6	
	mitte	inzisal	60.5	4.3	6.5	
		mitte	68.2	3.5	12.4	
		zervikal	57.4	12.1	11.9	
	mesial	inzisal	58.3	1.8	6.4	
		mitte	63.1	4.2	16.2	
		zervikal	60.8	9.8	15.0	

Umgebung	Dentinfarbe	Spalte	Bereich	L*	a*	b*
NBC4	A2	distal	inzisal	63.9	0.9	8.3
			mitte	71.9	1.6	13.4
			zervikal	69.1	5.5	13.7
		mitte	inzisal	63.9	0.7	7.6
			mitte	73.3	2.6	14.7
			zervikal	66.8	8.6	14.7
		mesial	inzisal	59.7	-1.0	8.3
			mitte	68.8	2.5	16.3
			zervikal	68.2	8.3	17.9
	A3	distal	inzisal	63.3	0.1	8.3
			mitte	71.6	2.7	15.1
			zervikal	68.8	4.7	17.1
		mitte	inzisal	63.2	-0.4	7.8
			mitte	73.8	2.2	16.3
			zervikal	65.2	8.6	16.9
		mesial	inzisal	59.5	-0.1	9.3
			mitte	68.2	4.0	17.8
			zervikal	68.1	8.2	17.8
	A3.5	distal	inzisal	62.0	-0.2	9.2
			mitte	70.2	2.6	14.2
			zervikal	66.5	5.1	16.2
		mitte	inzisal	62.2	-0.1	8.5
			mitte	71.6	3.0	15.7
			zervikal	63.4	9.5	14.7
		mesial	inzisal	58.5	0.3	8.8
			mitte	66.8	1.5	17.4
			zervikal	65.6	7.9	17.7
	A4	distal	inzisal	64.2	0.4	6.6
			mitte	67.4	2.3	13.5
			zervikal	64.2	6.2	14.6
mitte		inzisal	61.2	0.3	7.1	
		mitte	69.4	3.0	13.9	
		zervikal	59.1	11.5	14.1	
mesial		inzisal	58.1	-0.3	7.0	
		mitte	63.6	3.1	16.6	
		zervikal	62.4	8.0	17.0	
A5	distal	inzisal	61.9	-0.2	7.0	
		mitte	68.0	2.0	12.1	
		zervikal	62.3	5.8	15.0	
	mitte	inzisal	61.4	-0.1	6.9	
		mitte	70.5	1.8	11.7	
		zervikal	57.6	11.6	14.0	
	mesial	inzisal	57.8	1.9	8.3	
		mitte	64.2	3.4	16.5	
		zervikal	61.9	9.3	16.3	

Umgebung	Dentinfarbe	Spalte	Bereich	L*	a*	b*
NBC4	A6	distal	inzisal	61.9	0.0	7.8
			mitte	65.1	3.7	12.8
			zervikal	61.4	7.0	12.8
		mitte	inzisal	62.5	0.6	6.1
			mitte	66.7	2.1	14.3
			zervikal	57.9	12.2	12.8
		mesial	inzisal	59.8	1.8	9.1
			mitte	61.4	4.9	16.6
			zervikal	60.5	12.1	15.5
	B3	distal	inzisal	64.1	-0.9	7.9
			mitte	69.5	0.4	13.3
			zervikal	65.6	4.0	15.1
		mitte	inzisal	63.7	1.7	6.7
			mitte	72.0	2.1	13.7
			zervikal	61.1	8.9	14.8
		mesial	inzisal	60.2	0.2	9.4
			mitte	67.0	1.2	17.5
			zervikal	64.6	7.7	17.3
	C4	distal	inzisal	61.4	1.1	6.3
			mitte	67.7	2.2	11.4
			zervikal	62.2	5.0	12.4
		mitte	inzisal	61.6	0.1	7.0
			mitte	70.0	2.6	10.4
			zervikal	58.2	10.2	11.1
		mesial	inzisal	58.2	1.7	6.9
			mitte	63.8	2.9	13.7
			zervikal	60.9	8.5	14.9
	D2	distal	inzisal	64.9	-0.7	6.7
			mitte	71.3	0.7	10.9
			zervikal	68.3	5.1	12.6
mitte		inzisal	63.0	0.9	4.6	
		mitte	73.5	1.1	11.2	
		zervikal	64.2	8.4	11.5	
mesial		inzisal	59.9	0.8	6.5	
		mitte	67.0	3.1	13.5	
		zervikal	67.2	7.6	12.8	
D4	distal	inzisal	61.6	1.4	7.2	
		mitte	65.5	2.4	12.9	
		zervikal	60.6	7.1	12.4	
	mitte	inzisal	61.6	1.7	6.8	
		mitte	67.5	3.1	12.5	
		zervikal	57.0	11.1	12.4	
	mesial	inzisal	59.6	0.7	8.4	
		mitte	62.4	4.0	16.2	
		zervikal	61.4	8.8	14.9	

Tabelle 8. Einfluss der Umgebung auf die Farbe

Signifikanz der Unterschiede von CIE L*a*b* Werte nach Tukey-HSD für jede Spalte und Bereich zwischen „multi-shade“ zahnförmigen Proben in verschiedenen Umgebungen (N=180). Gemessene Bereiche: Mittelwert aller neun Punkte. ZA=Zahn allein, G=Zahn mit Gingiva, NBA1=Zahn mit Gingiva und Nachbarzähne der Farbe A1, NBC4=Zahn mit Gingiva und Nachbarzähne der Farbe C4.

	ZA			G			NBA1					
G		Inz	Mit	Zerv								
	Dist			a*								
	Mit			l*a*b*								
	Mes			a								
NBA1		Inz	Mit	Zerv		Inz	Mit	Zerv				
	Dist		la	a*	Dist		a	a*				
	Mitte	a*		l*a*b	Mit	a*	a	a*				
	Mes		l*	a*	Mes		l	la				
NBC4		Inz	Mit	Zerv		Inz	Mit	Zerv		Inz	Mit	Zerv
	Dist	b	b	a*	Dist		b	a	Dist			
	Mit			la*	Mit				Mit			a
	Mes	l	lb*	la*	Mesi	b	b*	lb	Mes	a		
* hoch signifikant												

Tabelle 9. Einfluss der Umgebung auf die Farbe

Mittelwerte und Intervall der ΔE^* Werte zwischen „multi-shade“ zahnförmigen Proben in verschiedenen Umgebungen (N=180). Gemessene Bereiche:
Mittelwert aller neun Punkte. ZA=Zahn allein, G=Zahn mit Gingiva,
NBA1=Zahn mit Gingiva und Nachbarzähne der Farbe A1, NBC4=Zahn mit
Gingiva und Nachbarzähne der Farbe C4.

Umgebung	Dentinfarbe	ΔE^*		
		ZA	G	NBA1
G	A2	3.4 (1.0-5.8)		
	A3	3.1 (0.9-10.2)		
	A3.5	3.5 (1.2-11.4)		
	A4	3.2 (0.6-9.4)		
	A5	3.6 (1.3-10.1)		
	A6	3.0 (0.9-8.6)		
	B3	3.1 (0.6-12.2)		
	C4	3.0 (0.7-8.6)		
	D2	3.1 (1.0-9.9)		
	D4	2.7 (0.6-10.8)		
	Gesamt	2.6		
NBA1	A2	4.8 (0.6-10.7)	2.7 (0.7-4.8)	
	A3	5.2 (1.4-11.8)	3.5 (1.9-5.5)	
	A3.5	4.9 (1.5-12.1)	3.4 (1.6-4.5)	
	A4	5.5 (2.5-9.8)	3.9 (2.3-4.8)	
	A5	4.3 (1.9-10.2)	3.9 (2.8-5.7)	
	A6	4.4 (1.5-11.0)	3.1 (1.2-5.6)	
	B3	4.6 (1.5-11.7)	3.6 (2.0-6.5)	
	C4	4.7 (1.0-11.0)	3.0 (0.8-5.7)	
	D2	4.4 (0.5-9.0)	3.0 (1.3-5.1)	
	D4	5.0 (2.4-11.6)	3.7 (2.0-5.3)	
	Gesamt	4.8	3.4	
NBC4	A2	4.6 (0.7-9.0)	3.3 (1.9-6.1)	2.3 (1.2-3.5)
	A3	4.1 (1.8-8.1)	3.3 (1.7-5.0)	2.4 (1.7-5.0)
	A3.5	4.1 (0.9-10.3)	2.7 (0.8-4.4)	2.1 (0.7-2.8)
	A4	5.0 (1.9-10.6)	3.4 (1.8-4.7)	2.4 (0.9-4.3)
	A5	4.0 (0.6-10.3)	3.3 (1.5-5.0)	2.1 (1.4-3.3)
	A6	4.6 (2.4-9.3)	3.2 (1.7-4.9)	2.5 (1.7-3.5)
	B3	3.9 (1.6-10.3)	3.2 (2.0-5.4)	2.2 (0.8-3.5)
	C4	4.4 (0.9-9.3)	2.3 (0.4-4.1)	2.3 (0.6-3.3)
	D2	4.4 (1.2-8.8)	3.2 (1.6-5.0)	2.3 (0.3-4.4)
	D4	4.8 (1.8-11.0)	3.3 (1.9-5.5)	1.9 (0.8-2.8)
	Gesamt	4.4	3.1	2.2

Tabelle 10. Nach Dentinfarbe aggregierte CIE L*a*b* Werte und

Standardabweichung von „multi-shade“ zahnförmigen Proben

(Schmelzfarbe Clear) mit Gingiva und Nachbarzähnen A3

Dentin- farbe	Dicke Schmelzschichte	Messwinkel	Bereich	Spalte	L*	a*	b*
A2	0.5	nach Hersteller- vorgabe	inzisal	1	62.9 (1.2)	0.1 (1.2)	9.1 (1.6)
				2	63.7 (2.2)	-1.0 (1.9)	7.3 (1.8)
				3	61.7 (1.1)	-0.7 (1.4)	8.5 (1.2)
			mitte	1	70.7 (1.3)	1.6 (0.9)	14.4 (2.0)
				2	73.9 (1.5)	1.5 (1.4)	15.3 (1.2)
				3	69.2 (1.6)	2.1 (1.0)	15.5 (1.6)
		zervikal	1	68.0 (2.8)	5.3 (0.6)	15.0 (1.6)	
			2	68.1 (1.3)	5.1 (1.7)	14.7 (1.3)	
			3	67.0 (2.0)	8.0 (1.1)	17.0 (1.9)	
		nach Zervikal gekippt	inzisal	1	61.0 (2.7)	-0.8 (1.1)	7.8 (2.6)
				2	61.0 (3.8)	-1.3 (1.8)	5.8 (1.1)
				3	59.4 (4.7)	-0.2 (1.0)	6.9 (1.7)
	mitte		1	68.7 (0.8)	1.18 (1.2)	15.1 (2.8)	
			2	72.7 (1.0)	1.3 (1.7)	14.5 (3.9)	
			3	68.8 (0.4)	1.5 (3.2)	15.2 (2.7)	
	zervikal	1	67.3 (0.7)	4.1 (1.9)	14.3 (1.0)		
		2	67.0 (1.3)	3.8 (1.6)	12.6 (1.0)		
		3	64.6 (3.0)	5.8 (2.2)	15.8 (1.5)		
	1	nach Hersteller- vorgabe	inzisal	1	63.7 (2.6)	-1.1 (0.9)	6.2 (1.5)
				2	69.3 (3.6)	-0.1 (0.4)	8.6 (1.0)
				3	61.9 (3.5)	0.1 (1.0)	6.9 (0.7)
			mitte	1	69.1 (1.4)	1.0 (2.2)	12.0 (0.4)
				2	71.9 (2.2)	1.8 (0.6)	15.6 (1.2)
				3	65.6 (1.3)	2.7 (2.1)	12.1 (2.3)
zervikal		1	68.6 (1.1)	3.9 (3.0)	13.5 (0.9)		
		2	65.8 (3.6)	4.2 (0.3)	12.0 (1.3)		
		3	64.7 (2.3)	6.1 (1.7)	14.5 (1.3)		
nach Zervikal gekippt		inzisal	1	61.3 (1.5)	-0.1 (0.3)	6.9 (1.1)	
			2	65.2 (4.0)	-1.0 (1.0)	6.7 (1.7)	
			3	61.4 (3.5)	0.7 (0.5)	6.6 (2.3)	
	mitte	1	67.6 (2.5)	1.2 (0.5)	12.9 (1.2)		
		2	71.8 (1.6)	1.4 (1.3)	16.0 (0.1)		
		3	66.6 (0.6)	1.9 (0.3)	12.5 (2.4)		
zervikal	1	67.4 (2.6)	3.2 (0.5)	13.2 (2.0)			
	2	68.0 (2.2)	4.5 (2.1)	9.9 (3.7)			
	3	62.2 (2.2)	6.7 (0.9)	13.5 (2.8)			

Dentin- farbe	Dicke Schmelzschichte	Messwinkel	Bereich	Spalte	L*	a*	b*
A3	0.5	nach Hersteller- vorgabe	inzisal	1	63.4 (2.3)	0.5 (1.5)	10.2 (1.7)
				2	63.8 (1.4)	-1.3 (0.7)	9.3 (2.1)
				3	61.0 (1.4)	0.2 (0.4)	10.0 (2.5)
			mitte	1	69.9 (0.9)	1.6 (0.7)	15.1 (2.3)
				2	73.3 (0.6)	1.9 (0.9)	16.3 (3.2)
				3	69.0 (1.3)	2.4 (1.4)	17.0 (2.0)
			zervikal	1	68.0 (3.4)	4.5 (1.0)	16.7 (2.6)
				2	66.5 (1.6)	6.0 (2.4)	15.6 (2.0)
				3	66.0 (4.0)	7.1 (1.4)	17.9 (1.8)
		nach Zervikal gekippt	inzisal	1	61.3 (1.7)	-0.7 (0.9)	9.1 (1.6)
				2	63.7 (3.2)	-1.4 (1.4)	9.3 (0.9)
				3	60.0 (3.3)	-0.1 (1.4)	9.1 (1.4)
	mitte		1	69.0 (1.7)	2.6 (1.6)	14.7 (2.6)	
			2	71.4 (2.7)	2.6 (0.5)	15.2 (3.6)	
			3	67.7 (1.5)	2.5 (1.0)	17.2 (3.5)	
	zervikal		1	66.3 (2.1)	5.1 (2.2)	14.9 (1.6)	
			2	66.3 (3.2)	4.4 (0.8)	14.0 (1.9)	
			3	64.2 (3.1)	7.2 (3.4)	17.5 (1.4)	
	1	nach Hersteller- vorgabe	inzisal	1	64.8 (4.3)	-1.1 (0.7)	5.6 (1.4)
				2	69.2 (2.6)	0.5 (1.1)	7.6 (0.3)
				3	63.1 (2.2)	-0.4 (1.0)	5.7 (1.4)
			mitte	1	70.0 (3.0)	1.3 (0.8)	11.7 (4.6)
				2	73.0 (0.8)	2.4 (1.4)	15.5 (3.2)
				3	64.7 (1.0)	2.1 (2.6)	12.7 (0.7)
			zervikal	1	69.2 (2.6)	5.6 (1.5)	12.2 (4.3)
				2	64.9 (2.9)	5.2 (1.4)	11.7 (2.1)
				3	66.3 (1.3)	6.2 (1.8)	13.1 (3.1)
nach Zervikal gekippt		inzisal	1	61.6 (3.3)	0.3 (1.4)	7.1 (1.4)	
			2	63.8 (4.8)	-1.3 (0.3)	6.1 (1.9)	
			3	60.4 (3.8)	-0.7 (0.7)	5.4 (1.8)	
		mitte	1	69.1 (3.7)	1.5 (1.0)	11.9 (3.5)	
			2	72.2 (2.6)	1.9 (0.9)	14.7 (3.5)	
			3	64.6 (1.0)	2.0 (0.6)	12.7 (1.6)	
zervikal	1	68.3 (4.0)	4.2 (0.8)	12.2 (2.7)			
	2	63.4 (4.6)	6.0 (1.0)	11.3 (0.6)			
	3	61.9 (2.5)	7.1 (1.4)	13.0 (0.9)			

Dentin- farbe	Dicke Schmelzschichte	Messwinkel	Bereich	Spalte	L*	a*	b*
A3.5	0.5	nach Hersteller- vorgabe	inzisal	1	62.4 (3.2)	-0.0 (0.9)	9.7 (2.6)
				2	64.5 (2.3)	-0.6 (1.0)	8.8 (2.6)
				3	60.5 (2.3)	0.7 (1.2)	9.5 (2.0)
			mitte	1	69.1 (1.8)	1.8 (0.8)	15.1 (0.8)
				2	72.3 (2.4)	2.8 (0.9)	15.8 (1.3)
				3	67.1 (1.2)	2.7 (1.2)	18.7 (1.0)
			zervikal	1	67.0 (1.5)	5.2 (0.8)	16.8 (1.2)
				2	64.3 (1.9)	7.0 (1.9)	15.0 (1.8)
				3	63.6 (3.9)	8.4 (3.1)	18.2 (2.0)
		nach Zervikal gekippt	inzisal	1	60.4 (0.5)	0.1 (0.5)	10.3 (3.0)
				2	62.4 (2.2)	-0.2 (0.7)	9.9 (2.2)
				3	58.4 (3.5)	0.9 (0.9)	9.6 (1.8)
			mitte	1	67.9 (1.0)	2.2 (0.7)	15.4 (1.4)
				2	69.6 (2.2)	2.6 (0.5)	16.4 (2.1)
				3	66.5 (0.9)	2.8 (0.7)	18.8 (0.6)
	zervikal		1	64.8 (0.7)	4.6 (2.0)	15.4 (1.2)	
			2	64.5 (2.2)	4.7 (1.4)	12.8 (3.7)	
			3	63.3 (2.9)	6.1 (2.8)	16.5 (1.5)	
	1	nach Hersteller- vorgabe	inzisal	1	61.0 (2.8)	-0.8 (1.1)	8.8 (0.8)
				2	63.5 (1.8)	-0.1 (0.8)	9.0 (3.4)
				3	61.2 (1.3)	0.2 (2.3)	6.3 (1.1)
			mitte	1	66.2 (0.8)	1.6 (0.6)	13.9 (3.2)
				2	70.0 (1.3)	2.8 (0.4)	18.0 (0.7)
				3	65.0 (1.1)	2.2 (1.2)	12.5 (0.8)
			zervikal	1	64.9 (3.0)	5.1 (1.3)	15.3 (1.2)
				2	67.7 (2.3)	5.0 (2.4)	10.0 (4.0)
				3	64.0 (4.6)	6.5 (1.2)	14.9 (1.4)
		nach Zervikal gekippt	inzisal	1	60.8 (2.9)	0.1 (0.8)	8.5 (0.7)
				2	63.8 (8.8)	1.1 (1.5)	8.3 (3.3)
				3	60.3 (4.4)	0.7 (1.6)	6.7 (1.5)
mitte			1	67.0 (1.3)	1.9 (0.6)	14.8 (2.7)	
			2	70.3 (1.4)	4.2 (0.9)	16.8 (3.5)	
			3	64.9 (1.4)	3.2 (1.3)	12.1 (0.2)	
zervikal	1	65.0 (1.4)	5.5 (0.6)	15.0 (1.9)			
	2	65.3 (4.0)	4.9 (1.0)	10.7 (3.5)			
	3	63.2 (0.7)	7.2 (2.0)	15.4 (3.5)			

Dentin- farbe	Dicke Schmelzschichte	Messwinkel	Bereich	Spalte	L*	a*	b*
A4	0.5	nach Hersteller- vorgabe	inzisal	1	61.3 (2.6)	1.1 (1.4)	9.2 (2.7)
				2	62.7 (0.8)	1.8 (1.6)	8.4 (1.7)
				3	61.1 (2.6)	1.4 (0.8)	9.5 (2.4)
			mitte	1	66.3 (2.0)	2.7 (1.1)	14.5 (1.7)
				2	68.0 (1.8)	3.1 (1.1)	16.5 (1.5)
				3	64.5 (1.4)	4.3 (0.4)	16.8 (1.4)
		zervikal	1	64.2 (2.4)	6.0 (0.8)	15.6 (1.4)	
			2	59.9 (1.4)	8.1 (1.5)	15.3 (2.1)	
			3	59.9 (3.9)	9.7 (0.8)	17.4 (1.1)	
		nach Zervikal gekippt	inzisal	1	58.5 (3.2)	0.3 (0.2)	8.4 (1.1)
				2	60.2 (5.2)	-1.3 (0.9)	7.0 (1.8)
				3	58.0 (4.2)	-0.0 (0.8)	7.6 (1.0)
	mitte		1	64.1 (0.7)	2.7 (0.9)	15.0 (1.5)	
			2	66.3 (1.4)	3.4 (0.4)	15.8 (2.4)	
			3	63.6 (0.4)	4.4 (0.6)	17.2 (2.5)	
	zervikal	1	62.6 (1.3)	6.0 (2.7)	15.1 (0.9)		
		2	60.6 (2.1)	6.9 (0.6)	12.6 (2.6)		
		3	61.1 (1.2)	7.0 (0.3)	17.3 (0.4)		
	1	nach Hersteller- vorgabe	inzisal	1	61.1 (3.9)	0.3 (1.1)	8.6 (1.7)
				2	60.8 (4.1)	-0.2 (1.0)	8.5 (1.8)
				3	59.5 (3.0)	1.1 (0.3)	8.9 (1.1)
			mitte	1	65.1 (2.2)	2.0 (0.6)	12.1 (1.1)
				2	68.2 (1.4)	3.4 (1.5)	15.2 (1.6)
				3	62.5 (1.4)	4.2 (0.8)	15.0 (0.5)
			zervikal	1	63.1 (1.7)	5.9 (2.4)	13.8 (1.7)
				2	64.0 (2.5)	6.0 (3.5)	11.0 (1.3)
				3	59.6 (4.0)	9.8 (1.5)	16.9 (1.9)
nach Zervikal gekippt		inzisal	1	60.9 (2.9)	-0.2 (0.3)	8.3 (2.2)	
			2	61.7 (5.3)	-0.9 (0.5)	8.1 (3.8)	
			3	59.8 (2.8)	0.3 (1.0)	8.1 (3.5)	
		mitte	1	65.6 (1.3)	2.2 (1.0)	12.7 (0.9)	
			2	67.5 (3.5)	3.5 (0.9)	15.7 (1.5)	
			3	64.0 (1.1)	3.3 (0.7)	13.5 (1.0)	
zervikal	1	62.6 (0.8)	5.7 (1.2)	13.4 (2.7)			
	2	61.7 (2.7)	6.7 (2.2)	13.1 (3.5)			
	3	62.0 (1.1)	7.9 (1.6)	15.5 (2.7)			

Dentin- farbe	Dicke Schmelzschichte	Messwinkel	Bereich	Spalte	L*	a*	b*
A5	0.5	nach Hersteller- vorgabe	inzisal	1	61.5 (2.0)	0.8 (0.9)	9.4 (1.3)
				2	63.1 (0.9)	0.2 (0.8)	7.9 (0.9)
				3	61.0 (2.2)	0.6 (0.9)	9.5 (2.4)
			mitte	1	66.3 (1.5)	3.1 (1.3)	13.9 (1.9)
				2	68.2 (2.6)	2.8 (0.5)	14.3 (2.0)
				3	64.1 (1.5)	4.3 (0.6)	16.7 (0.9)
		zervikal	1	63.6 (1.9)	5.0 (0.3)	14.9 (1.4)	
			2	60.0 (1.3)	7.7 (1.7)	14.5 (2.1)	
			3	60.3 (3.1)	9.0 (0.4)	17.5 (1.1)	
		nach Zervikal gekippt	inzisal	1	59.2 (2.4)	0.3 (0.9)	7.4 (1.3)
				2	60.2 (3.8)	-0.9 (0.2)	7.1 (1.0)
				3	58.5 (2.4)	0.3 (0.6)	8.2 (1.8)
	mitte		1	64.7 (1.4)	2.2 (0.7)	13.3 (0.8)	
			2	67.9 (2.8)	3.1 (0.9)	12.9 (1.7)	
			3	64.6 (1.1)	4.4 (0.2)	15.7 (1.4)	
	zervikal	1	62.1 (0.5)	4.4 (1.5)	14.4 (0.3)		
		2	59.2 (1.4)	6.5 (1.3)	12.9 (2.1)		
		3	59.8 (5.1)	8.4 (3.9)	16.8 (1.5)		
	1	nach Hersteller- vorgabe	inzisal	1	61.0 (4.2)	0.5 (1.9)	7.3 (0.6)
				2	62.4 (1.8)	-0.0 (2.0)	6.9 (1.3)
				3	60.4 (4.6)	-0.1 (2.0)	5.8 (2.1)
			mitte	1	64.8 (3.0)	2.0 (1.7)	11.3 (1.5)
				2	68.0 (3.0)	1.9 (1.1)	13.7 (1.9)
				3	63.3 (2.1)	2.9 (0.2)	12.9 (1.1)
			zervikal	1	63.0 (1.3)	4.8 (2.0)	12.1 (1.0)
				2	62.0 (1.1)	5.4 (2.7)	9.8 (2.0)
				3	59.7 (3.2)	7.4 (1.1)	12.7 (1.6)
nach Zervikal gekippt		inzisal	1	60.4 (1.9)	-0.4 (0.8)	6.6 (0.3)	
			2	62.3 (3.4)	-1.1 (1.1)	7.3 (2.0)	
			3	60.6 (3.7)	0.3 (0.8)	6.9 (3.4)	
		mitte	1	64.8 (1.5)	1.5 (1.2)	10.6 (2.1)	
			2	68.1 (1.0)	2.8 (1.2)	13.5 (2.5)	
			3	64.1 (1.1)	3.1 (0.5)	11.7 (1.1)	
zervikal	1	62.5 (1.9)	4.9 (0.5)	11.7 (2.0)			
	2	62.7 (2.5)	5.1 (1.0)	9.1 (2.4)			
	3	60.9 (2.1)	7.5 (1.6)	12.8 (1.3)			

Dentin- farbe	Dicke Schmelzschichte	Messwinkel	Bereich	Spalte	L*	a*	b*
A6	0.5	nach Hersteller- vorgabe	inzisal	1	60.1 (3.8)	1.2 (1.6)	9.8 (2.5)
				2	63.3 (3.3)	0.7 (1.0)	8.6 (2.6)
				3	60.3 (2.6)	1.0 (1.7)	9.2 (2.3)
			mitte	1	64.9 (2.6)	2.9 (1.3)	15.2 (1.8)
				2	66.5 (2.4)	3.8 (0.5)	15.9 (0.8)
				3	62.4 (2.0)	5.3 (1.1)	18.1 (1.5)
			zervikal	1	62.4 (2.2)	5.9 (1.5)	14.2 (1.4)
				2	58.7 (2.6)	7.3 (2.8)	13.8 (2.0)
				3	59.7 (2.2)	9.7 (0.6)	17.9 (2.0)
		nach Zervikal gekippt	inzisal	1	57.8 (1.7)	1.5 (1.2)	10.1 (2.1)
				2	60.6 (5.0)	0.9 (0.7)	9.8 (2.6)
				3	57.9 (4.3)	1.2 (1.1)	8.3 (0.7)
			mitte	1	64.2 (1.3)	2.7 (0.8)	15.0 (2.3)
				2	66.2 (2.5)	3.5 (1.2)	16.7 (0.7)
				3	63.3 (1.2)	4.6 (0.8)	18.3 (1.4)
	zervikal		1	62.1 (1.4)	5.2 (2.5)	14.3 (1.2)	
			2	60.2 (2.4)	6.0 (1.7)	12.6 (2.2)	
			3	58.1 (3.7)	9.4 (3.0)	16.9 (2.5)	
	1	nach Hersteller- vorgabe	inzisal	1	61.2 (1.5)	-0.3 (1.4)	8.3 (1.2)
				2	62.2 (1.0)	-0.3 (1.2)	7.5 (0.9)
				3	60.3 (1.4)	0.8 (0.8)	7.8 (0.9)
			mitte	1	64.0 (1.3)	3.1 (1.3)	10.6 (0.9)
				2	66.7 (0.4)	2.4 (1.2)	13.8 (2.3)
				3	62.2 (1.0)	3.5 (0.6)	12.4 (2.1)
			zervikal	1	62.5 (1.3)	5.8 (1.6)	12.6 (1.9)
				2	61.0 (1.3)	6.3 (1.1)	8.9 (0.6)
				3	58.7 (4.2)	8.9 (0.6)	13.4 (1.7)
		nach Zervikal gekippt	inzisal	1	63.1 (6.2)	-1.1 (1.1)	8.7 (0.1)
				2	61.2 (4.5)	-0.9 (0.9)	6.2 (0.4)
				3	59.0 (4.0)	0.4 (0.5)	6.3 (2.0)
mitte			1	64.7 (0.9)	3.7 (0.8)	10.4 (0.9)	
			2	66.8 (2.1)	3.1 (0.5)	12.6 (1.5)	
			3	61.9 (0.7)	4.5 (2.7)	11.4 (1.1)	
zervikal	1	61.5 (0.7)	7.1 (1.3)	12.5 (0.9)			
	2	58.7 (3.2)	5.8 (2.5)	9.9 (5.8)			
	3	59.4 (1.9)	8.4 (0.9)	12.7 (3.0)			

Dentin- farbe	Dicke Schmelzschichte	Messwinkel	Bereich	Spalte	L*	a*	b*
B3	0.5	nach Hersteller- vorgabe	inzisal	1	63.0 (3.3)	0.3 (0.8)	8.9 (1.5)
				2	64.4 (2.1)	-0.8 (0.7)	8.7 (0.4)
				3	62.0 (3.8)	0.1 (1.1)	9.3 (2.5)
			mitte	1	69.5 (1.7)	1.2 (0.6)	14.9 (1.2)
				2	72.6 (2.0)	1.9 (0.8)	15.5 (1.5)
				3	67.6 (1.5)	2.5 (1.1)	17.8 (1.1)
			zervikal	1	67.4 (1.0)	3.1 (1.1)	16.9 (1.7)
				2	63.4 (2.0)	6.8 (0.9)	15.1 (1.5)
				3	65.1 (2.5)	6.7 (0.9)	18.3 (1.1)
		nach Zervikal gekippt	inzisal	1	59.5 (2.2)	0.6 (0.6)	9.4 (1.0)
				2	61.3 (4.5)	-1.0 (1.0)	7.1 (0.8)
				3	58.6 (4.0)	0.1 (1.7)	8.4 (1.3)
			mitte	1	67.9 (0.9)	0.5 (1.0)	14.9 (1.7)
				2	70.9 (0.8)	1.6 (1.5)	15.7 (1.0)
				3	67.3 (1.9)	2.5 (0.8)	16.6 (0.7)
	zervikal		1	65.8 (1.3)	2.7 (0.8)	16.1 (1.2)	
			2	64.5 (2.2)	3.5 (2.5)	13.7 (2.2)	
			3	62.5 (1.0)	7.0 (2.5)	18.1 (0.2)	
	1	nach Hersteller- vorgabe	inzisal	1	61.2 (3.9)	0.5 (0.2)	7.1 (0.2)
				2	63.9 (1.9)	0.0 (0.4)	6.8 (0.8)
				3	61.1 (1.7)	-0.0 (1.0)	7.4 (0.5)
			mitte	1	67.3 (2.4)	1.5 (1.2)	11.5 (1.4)
				2	72.2 (1.6)	2.3 (0.4)	12.9 (0.2)
				3	65.1 (1.6)	2.3 (1.5)	12.5 (1.4)
			zervikal	1	65.5 (2.1)	4.7 (1.0)	13.0 (1.6)
				2	65.2 (0.9)	5.9 (0.7)	11.0 (0.6)
				3	62.3 (3.8)	8.2 (1.1)	14.9 (2.0)
		nach Zervikal gekippt	inzisal	1	61.2 (1.8)	-0.4 (0.9)	7.1 (0.6)
				2	64.3 (4.1)	-0.5 (0.7)	6.6 (2.6)
				3	58.9 (3.4)	-0.1 (0.6)	4.9 (2.3)
mitte			1	67.0 (2.1)	1.2 (0.7)	11.8 (0.8)	
			2	72.0 (2.2)	2.2 (0.5)	13.1 (1.7)	
			3	64.9 (1.4)	3.6 (1.5)	13.0 (0.4)	
zervikal	1	64.4 (1.0)	4.6 (0.8)	12.9 (1.1)			
	2	64.2 (1.7)	5.2 (1.8)	10.8 (4.7)			
	3	63.2 (2.1)	6.4 (0.2)	14.3 (1.5)			

Dentin- farbe	Dicke Schmelzschichte	Messwinkel	Bereich	Spalte	L*	a*	b*
C4	0.5	nach Hersteller- vorgabe	inzisal	1	60.7 (2.6)	1.2 (0.6)	8.6 (2.0)
				2	63.1 (2.3)	0.6 (1.0)	8.1 (2.5)
				3	62.0 (3.6)	0.6 (1.3)	8.7 (1.3)
			mitte	1	65.3 (1.8)	2.3 (2.0)	13.7 (2.4)
				2	67.4 (1.9)	3.1 (1.0)	13.3 (1.0)
				3	64.5 (1.5)	3.6 (1.6)	15.4 (1.8)
			zervikal	1	63.0 (1.2)	5.4 (0.9)	13.1 (0.8)
				2	58.8 (1.5)	8.1 (1.5)	11.8 (1.6)
				3	60.3 (2.8)	8.6 (0.6)	15.7 (1.1)
		nach Zervikal gekippt	inzisal	1	60.1 (1.9)	0.4 (0.7)	9.3 (3.0)
				2	60.5 (5.1)	-0.1 (1.1)	7.7 (2.1)
				3	58.9 (2.6)	0.4 (0.3)	8.8 (1.4)
			mitte	1	64.9 (1.7)	1.6 (1.6)	13.9 (1.7)
				2	67.1 (1.1)	3.4 (0.8)	13.0 (0.8)
				3	63.6 (1.3)	3.8 (0.8)	14.8 (1.8)
	zervikal		1	62.4 (0.9)	4.3 (1.1)	12.8 (0.6)	
			2	59.1 (0.9)	6.2 (0.9)	10.2 (1.8)	
			3	56.0 (1.9)	8.4 (1.0)	14.2 (0.3)	
	1	nach Hersteller- vorgabe	inzisal	1	60.3 (5.2)	0.4 (0.2)	7.9 (1.5)
				2	61.5 (3.7)	-0.4 (0.9)	6.6 (1.9)
				3	59.0 (3.1)	0.5 (1.6)	7.1 (0.6)
			mitte	1	62.5 (3.4)	2.0 (0.7)	12.7 (0.5)
				2	65.5 (2.1)	2.3 (0.8)	14.2 (2.5)
				3	60.7 (2.1)	3.3 (2.9)	14.1 (0.5)
			zervikal	1	61.7 (2.5)	5.1 (2.0)	11.6 (2.6)
				2	62.9 (0.9)	5.7 (2.2)	9.4 (2.2)
				3	57.6 (7.0)	6.8 (2.6)	14.4 (0.5)
		nach Zervikal gekippt	inzisal	1	59.2 (3.6)	0.2 (0.9)	7.1 (2.3)
				2	59.7 (3.3)	-0.4 (1.0)	5.9 (2.1)
				3	58.0 (4.0)	-0.2 (0.7)	5.8 (2.9)
mitte			1	63.6 (1.3)	1.4 (1.1)	13.0 (0.5)	
			2	68.4 (2.0)	3.0 (1.4)	12.4 (1.8)	
			3	61.4 (2.3)	2.4 (0.9)	12.8 (0.3)	
zervikal	1		63.4 (2.6)	3.6 (1.3)	11.6 (0.5)		
	2		62.4 (1.4)	5.0 (0.2)	8.8 (2.0)		
	3		58.1 (1.6)	6.6 (1.3)	13.4 (1.6)		

Dentin- farbe	Dicke Schmelzschichte	Messwinkel	Bereich	Spalte	L*	a*	b*
D2	0.5	nach Hersteller- vorgabe	inzisal	1	62.5 (5.3)	-1.9 (3.2)	9.0 (4.2)
				2	63.9 (4.2)	-1.7 (3.0)	7.4 (3.8)
				3	62.2 (3.7)	-0.8 (2.6)	9.2 (4.3)
			mitte	1	70.4 (3.4)	-0.3 (3.2)	12.2 (4.2)
				2	73.5 (3.5)	-0.7 (3.2)	13.9 (4.7)
				3	68.5 (3.2)	0.5 (2.7)	15.2 (3.6)
			zervikal	1	69.1 (2.1)	2.5 (3.3)	14.0 (3.9)
				2	65.4 (1.2)	3.4 (2.8)	13.2 (4.0)
				3	66.3 (3.0)	4.5 (3.9)	15.7 (3.9)
		nach Zervikal gekippt	inzisal	1	60.6 (5.4)	-2.1 (5.2)	9.3 (6.3)
				2	65.5 (6.4)	-3.2 (4.3)	8.2 (7.1)
				3	58.7 (3.3)	-2.7 (4.4)	9.2 (4.5)
			mitte	1	69.4 (0.7)	-2.3 (4.6)	13.3 (4.8)
				2	72.2 (0.2)	-2.3 (3.7)	15.5 (6.3)
				3	67.6 (2.1)	-1.8 (4.1)	17.0 (5.3)
	zervikal		1	68.0 (2.1)	0.9 (4.5)	14.0 (4.8)	
			2	64.4 (4.0)	2.6 (3.5)	12.5 (4.2)	
			3	64.4 (2.8)	3.1 (4.5)	16.2 (3.7)	
	1	nach Hersteller- vorgabe	inzisal	1	63.8 (0.6)	-1.3 (0.5)	7.1 (0.6)
				2	65.9 (3.1)	-1.5 (1.1)	6.4 (1.3)
				3	61.4 (1.6)	-1.0 (1.3)	6.7 (1.1)
			mitte	1	70.7 (3.1)	0.6 (2.1)	9.1 (2.9)
				2	73.9 (0.9)	0.7 (0.2)	10.9 (3.4)
				3	65.7 (1.8)	1.0 (1.3)	10.4 (2.1)
			zervikal	1	68.2 (0.5)	3.9 (1.8)	10.0 (3.0)
				2	65.8 (2.5)	5.5 (1.6)	8.7 (2.0)
				3	63.4 (3.6)	6.8 (1.1)	12.2 (1.0)
		nach Zervikal gekippt	inzisal	1	63.0 (3.2)	-1.2 (0.7)	6.9 (0.1)
				2	65.6 (6.3)	-1.3 (0.8)	6.7 (0.5)
				3	60.2 (3.8)	-0.4 (1.3)	5.4 (0.6)
mitte			1	70.2 (1.8)	0.3 (1.1)	9.2 (2.2)	
			2	74.8 (2.2)	0.4 (0.4)	10.4 (3.1)	
			3	66.8 (1.6)	0.5 (1.1)	10.3 (2.2)	
zervikal	1	68.0 (1.7)	3.0 (0.5)	10.6 (1.5)			
	2	64.8 (3.1)	3.8 (0.2)	8.4 (1.2)			
	3	64.1 (1.8)	3.8 (2.0)	12.7 (0.7)			

Dentin- farbe	Dicke Schmelzschichte	Messwinkel	Bereich	Spalte	L*	a*	b*
D4	0.5	nach Hersteller- vorgabe	inzisal	1	61.1 (3.0)	1.7 (1.2)	8.9 (1.9)
				2	62.2 (2.1)	0.8 (0.8)	7.4 (0.7)
				3	60.0 (3.3)	1.0 (0.9)	8.6 (1.5)
			mitte	1	65.3 (1.7)	2.6 (1.2)	13.6 (1.7)
				2	67.2 (1.9)	4.2 (1.8)	14.2 (1.2)
				3	63.3 (1.1)	3.8 (0.8)	16.3 (1.2)
			zervikal	1	62.8 (1.8)	5.6 (0.8)	14.3 (0.6)
				2	58.4 (0.9)	8.0 (1.6)	13.9 (1.7)
				3	60.8 (1.5)	8.5 (1.0)	16.1 (1.2)
		nach Zervikal gekippt	inzisal	1	59.4 (4.4)	0.6 (0.9)	7.4 (2.1)
				2	59.1 (3.9)	0.6 (0.5)	5.7 (1.3)
				3	57.4 (2.7)	0.1 (0.3)	6.7 (1.0)
			mitte	1	65.7 (0.3)	2.2 (0.3)	12.9 (1.3)
				2	66.2 (0.9)	3.1 (1.2)	13.5 (1.1)
				3	62.4 (0.3)	3.6 (0.6)	15.8 (1.2)
	zervikal		1	61.9 (1.6)	5.0 (1.3)	13.6 (0.8)	
			2	58.1 (3.1)	6.6 (0.4)	12.8 (1.6)	
			3	60.1 (1.6)	6.8 (1.9)	14.8 (1.5)	
	1	nach Hersteller- vorgabe	inzisal	1	60.7 (1.7)	0.2 (0.2)	8.1 (1.0)
				2	62.6 (0.4)	0.2 (1.2)	6.9 (1.7)
				3	60.1 (0.1)	0.8 (1.1)	7.4 (1.0)
			mitte	1	66.1 (2.9)	2.0 (1.3)	9.9 (1.2)
				2	67.5 (2.0)	3.2 (2.4)	12.6 (2.2)
				3	62.4 (0.7)	3.3 (0.6)	11.8 (1.8)
			zervikal	1	63.0 (0.8)	4.5 (2.3)	11.8 (2.4)
				2	61.7 (1.8)	6.5 (1.8)	8.6 (0.7)
				3	61.8 (1.6)	7.2 (2.7)	11.9 (2.4)
		nach Zervikal gekippt	inzisal	1	59.8 (2.3)	0.5 (0.4)	8.0 (0.3)
				2	61.1 (5.3)	-0.6 (1.0)	6.1 (0.9)
				3	58.9 (3.4)	0.2 (0.9)	6.4 (1.3)
mitte			1	65.9 (2.7)	1.01 (2.3)	9.8 (2.2)	
			2	68.1 (2.4)	3.8 (0.6)	11.4 (2.2)	
			3	62.9 (1.2)	3.0 (1.1)	11.2 (1.9)	
zervikal	1	62.5 (1.7)	4.7 (0.5)	11.5 (1.5)			
	2	60.6 (1.6)	5.6 (0.3)	8.2 (0.7)			
	3	61.6 (1.9)	5.9 (1.2)	11.1 (1.2)			

Tabelle 11. Analyse des Verhaltens des Farbwertes, Rot- und Gelbanteile in der Probe

Mittelwerte und Intervall der ΔE^* Werte zwischen mittlerem und zervikalem, sowie mittlerem und inzisalem Bereich der mittleren Spalte von „multi-shade“ zahnförmigen Proben (N=150).

Dentinfarbe	ΔE^*	
	Mitte/Zervikal	Mitte/Inzisal
A2	6.9 (3.5-9.6)	13.7 (13.1-14.0)
A3	7.7 (6.7-8.4)	12.4 (11.4-13.0)
A3.5	6.8 (4.0-8.6)	9.8 (8.8-10.9)
A4	9.3 (6.1-12.7)	10.2 (7.7-12.5)
A5	8.0 (4.0-11.0)	8.6 (7.5-9.1)
A6	7.9 (4.7-12.3)	8.7 (6.9-11.3)
B3	9.3 (6.5-12.4)	11.0 (9.6-13.6)
C4	9.3 (7.4-10.7)	6.9 (5.2-8.8)
D2	8.4 (6.4-10.2)	12.9 (11.3-13.9)
D4	8.5 (7.0-9.6)	9.4 (7.2-10.7)

Tabelle 12. Analyse des Verhaltens der Sättigung in der Probe

Mittelwerte und Intervall der ΔE^* Werte zwischen mesialer und mittlerer, sowie distaler und mittlerer Spalte des mittleren Bereiches von „multi-shade“ zahnförmigen Proben (N=150).

Dentinfarbe	ΔE^*	
	Mesial/Mitte	Distal/Mitte
A2	4.7 (3.8-5.2)	4.0 (3.3-5.3)
A3	4.8 (3.0-6.0)	4.0 (3.6-4.5)
A3.5	5.6 (5.1-6.2)	3.1 (2.8-3.6)
A4	4.0 (2.0-5.1)	2.4 (1.8-2.8)
A5	4.8 (3.6-7.0)	1.8 (1.0-2.5)
A6	5.0 (4.6-5.5)	2.1 (1.0-3.9)
B3	5.5 (4.5-6.2)	3.5 (2.8-4.0)
C4	4.2 (2.4-6.9)	3.8 (2.0-6.0)
D2	5.1 (4.1-6.0)	4.1 (3.4-5.2)
D4	4.3 (2.7-5.3)	2.8 (2.4-3.5)

Tabelle 13. Einfluss der Dicke der Schmelzschicht auf die Gesamtfarbe

Mittelwerte und Intervall der ΔE^* Werte zwischen „multi-shade“ zahnförmigen Proben mit 0.5 und 1 mm Beschichtung (N=540). Gemessene Bereiche: Alle neun Punkte.

Dentinfarbe	ΔE^*
A2	3.1 (1.8-3.8)
A3	1.6 (1.5-1.8)
A3.5	3.3 (1.5-5.0)
A4	3.4 (2.5-4.1)
A5	1.9 (1.7-2.4)
A6	3.9 (1.2-5.9)
B3	2.8 (2.1-3.8)
C4	2.1 (1.4-2.8)
D2	7.2 (2.3-10.6)
D4	3.4 (0.3-7.3)

Tabelle 14. Einfluss der Schmelzfarbe auf die Gesamtfarbe

CIE $L^*a^*b^*$ Werte und Standardabweichung von zahnförmigen Proben mit Dentinfarbe A3 und unterschiedlichen Schmelzfarben (N=36). Gemessene Bereiche: Alle neun Punkte.

	L^*	a^*	b^*
ohne Schmelz	71.0 (5.5)	4.8 (4.8)	21.6 (2.5)
Clear	67.8 (3.9)	3.4 (2.9)	16.4 (3.2)
Super Clear	66.7 (4.6)	3.8 (2.5)	18.7 (3.1)
A1	68.5 (4.1)	4.0 (2.7)	16.8 (3.2)

Tabelle 15. Einfluss der Schmelzfarbe auf die Gesamtfarbe

Mittelwerte und Intervall der ΔE^* Werte zwischen zahnförmigen Proben mit unterschiedlichen Schmelzfarben (N=36). Gemessene Bereiche: Alle neun Punkte.

	ohne Schmelz	Clear	Super Clear
Clear	8.0 (4.2-11.7)		
Super Clear	7.0 (5.9-10.2)	2.5 (1.7-3.3)	
A1	7.3 (2.5-12.7)	3.0 (1.5-4.0)	3.5 (2.6-4.7)

Tabelle 16. Einfluss der Reflexion auf die Farbe

Mittelwerte und Intervall der ΔE^* Werte bei „multi-shade“ zahnförmigen Proben zwischen Messwinkeln nach Herstellerangaben und Handstück nach Zervikal gekippt (N=270). Gemessene Bereiche: Alle neun Punkte.

Dentinfarben	ΔE^*
A2	3.5 (2.7-4.7)
A3	2.5 (1.8-4.3)
A3.5	4.1 (3.7-5.6)
A4	3.1 (2.7-3.6)
A5	2.9 (1.2-4.8)
A6	3.6 (2.3-5.3)
B3	2.9 (2.7-3.1)
C4	2.3 (1.6-3.1)
D2	3.6 (1.3-5.0)
D4	1.9 (1.4-2.2)

Tabelle 17. Farbunterschiede nach der Alterung der Proben bei Trockenlagerung

Nach Dentinfarbe aggregierte CIE L*a*b* Werte von „multi-shade“ zahnförmigen Proben direkt nach Herstellung und nach 3 Monate Trockenlagerung (N=30). Gemessene Bereiche: Mittelpunkt.

Messzeit	Dentinfarben	L*	a*	b*
direkt nach Herstellung	A2	66.2 (5.1)	1.4 (2.6)	12.6 (4.8)
	A3	66.0 (3.9)	2.7 (2.5)	12.9 (4.7)
	A3.5	64.5 (4.6)	3.2 (2.7)	14.0 (4.1)
	A4	61.9 (3.5)	4.3 (2.7)	12.3 (3.6)
	A5	62.3 (3.7)	3.5 (3.1)	12.1 (4.1)
	A6	60.1 (3.6)	4.4 (3.0)	13.4 (3.6)
	B3	64.8 (4.9)	2.4 (2.6)	13.2 (4.0)
	C4	61.2 (3.5)	3.4 (3.3)	11.5 (3.8)
	D2	64.4 (4.7)	1.8 (2.6)	10.0 (3.2)
	D4	61.0 (2.8)	3.5 (3.0)	12.1 (4.0)
nach 3 Monate	A2	66.4 (4.2)	2.7 (2.9)	12.1 (3.8)
	A3	64.9 (4.8)	1.9 (3.1)	11.9 (4.4)
	A3.5	64.8 (4.0)	3.8 (3.2)	13.0 (4.2)
	A4	62.1 (3.7)	3.5 (3.0)	12.1 (3.9)
	A5	61.5 (3.4)	3.3 (3.0)	10.3 (3.6)
	A6	59.5 (3.3)	3.7 (3.4)	10.3 (3.5)
	B3	64.0 (4.2)	2.6 (2.7)	11.8 (4.1)
	C4	60.4 (3.8)	3.5 (3.0)	10.0 (3.1)
	D2	64.0 (5.5)	2.4 (2.3)	9.3 (2.9)
	D4	60.7 (2.9)	3.8 (2.7)	11.9 (3.4)

Tabelle 18. Farbunterschiede nach der Alterung der Proben bei Trockenlagerung

Mittelwerte und Intervall der ΔE^* Werte von „multi-shade“ zahnförmigen Proben direkt nach Herstellung und nach 3 Monate Trockenlagerung (N=30).

Gemessene Bereiche: Mittelpunkt.

Dentinfarben	ΔE^*
A2	3.2
A3	3.4
A3.5	2.6
A4	3.9
A5	3.2
A6	3.6
B3	3.4
C4	3.2
D2	3.5
D4	3.2

Tabelle 19. Inter- und Intrarater Reliability des Shade Vision System

Kolorimeters

CIE L*a*b* Werte zwischen zwei Probanden und zwei Messzeitpunkten mit Mittelwerten und Standardabweichung (N=10). Gemessene Bereiche:
Mittelpunkt.

Proband	Messung	L*	a*	b*
1	1	73.1	1.6	13.3
		72.7	1.8	14.2
		71.4	6.9	11.7
		70.9	3.6	12.7
		65.8	3.2	13.5
		68.8	3.4	12.5
		72.8	1.2	14.7
		66.6	2.7	11.2
		76.5	0.4	9.0
		70.8	2.8	9.9
Mittelwert / Standardabweichung		70.9 (2.5)	1.6 (1.3)	13.0 (1.7)
2	1	71.7	0.5	14.3
		73.0	0.7	14.3
		74.6	3.1	11.3
		71.4	1.0	12.9
		68.2	0.7	11.0
		70.7	3.6	12.4
		72.3	0.1	16.2
		67.4	2.5	11.7
		73.2	-0.2	10.8
		73.3	1.4	8.0
Mittelwert / Standardabweichung		70.9 (3.1)	3.0 (1.2)	12.1 (2.0)
1	2	74.0	2.9	12.7
		72.8	1.7	15.3
		71.9	2.1	13.3
		70.3	3.0	13.9
		68.4	1.7	14.5
		69.0	2.7	13.7
		76.5	-1.0	12.9
		69.1	2.6	11.6
		75.4	0.7	11.0
		69.5	1.3	11.8
Mittelwert / Standardabweichung		71.3 (2.3)	2.0 (1.6)	13.6 (1.5)

13. Danksagung

Mein ganz besonderer Dank gilt Herrn Prof. Dr. Kunzelmann, nicht nur für das Überlassen des interessanten Themas, die Betreuung, die Geduld und die stetige Hilfsbereitschaft, sondern für die Hilfe, den richtigen Weg in meinem beruflichen Leben zu finden. Ich werde ihm für immer dankbar sein.

Ebenso mein Dank an die Poliklinik für Zahnerhaltung und Parodontologie der Ludwig-Maximilian-Universität und an Herrn Prof. Dr. Hickel für die Möglichkeit, meine Arbeit in den Räumlichkeiten des tribologischen Labors mit allen erforderlichen Geräten und Materialien durchführen zu dürfen.

Herrn Thomas Obermeier und allen Mitarbeitern der Klinik, des prothetischen und tribologischen Labors, möchte ich für ihre Mitarbeit danken und mich für die viele Arbeit, die ich verursacht habe, entschuldigen.

Frau Dr. Nicoleta Ilie und Frau Fabiola Mamede möchte ich gern für die Freundschaft, Unterstützung und Hilfsbereitschaft danken.

Abschließend gilt ein besonderer Dank meinen Freunden, die immer für mich da waren, und meinen lieben Eltern, vor allem meinem Vater, für die Unterstützung, Geduld und das viele Korrekturlesen.

14. Lebenslauf

PERSÖNLICHE DATEN

Raquel Neumann

geb. am 22.06.1981 in Buenos Aires, Argentinien

Nationalität: Österreichisch

BILDUNGSGANG

seit Oktober 2004 bei Heraeus Kulzer GmbH in Hanau im Marketing tätig

1999 - 2003 Studium der Zahnheilkunde an der Universität Gama

Filho in Rio de Janeiro, Brasilien

1998 Gymnasium Abschluss an der Deutschen Schule „Corcovado“ in

Rio de Janeiro, Brasilien

1992-1998 Gymnasium Deutsche Schule „Andino“ in Bogotá, Kolumbien

1986-1992 Grundschule Deutsche Schule in Quito, Ecuador

Darmstadt, den 06.10.2005