

Aus der Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik und Werkstoffkunde
der Universitätsmedizin der Johannes Gutenberg-Universität Mainz

Vergleichende in vivo Untersuchung zwischen den dentalen Spektralfotometern VITA
Easyshade Advance 4.0 und Easyshade V

Inauguraldissertation
zur Erlangung des Doktorgrades der
Zahnmedizin
der Universitätsmedizin
der Johannes Gutenberg-Universität Mainz

Vorgelegt von

Christopher Sittel
aus Mainz

Udenheim, 2025

Wissenschaftlicher Vorstand: Univ.-Prof. Dr. med. Philipp Drees

1. Gutachter:

2. Gutachter:

Tag der Promotion: 12.09.2025

Nachnutzungsrecht: CC-BY-ND 4.0

Für meine Familie

Inhaltsverzeichnis

Abkürzungsverzeichnis	I
Abbildungsverzeichnis	III
Tabellenverzeichnis	IV
1. Einleitung	5
2. Literaturdiskussion	6
2.1. Grundlagen der Farblehre.....	6
2.1.1 Additive und subtraktive Farbmischung.....	7
2.2. Das menschliche Auge – Physiologie der Farbwahrnehmung	10
2.2.1 Reiztransduktion	13
2.3. Metamerie	13
2.4 Das Munsell Farbsystem	14
2.4.1 Das CIE-System	16
2.5 Aufbau natürlicher Zähne.....	19
2.6 Zahnfarbe.....	20
2.6.1 Transmission, Reflexion, Absorption und Streuung	21
2.6.2 Die Bestimmung von Zahnfarben – Grundlagen	21
2.6.3 Die Bestimmung von Zahnfarben - Einflussfaktoren	22
2.7 Dentale Farbbestimmung.....	23
2.7.1 Visuelle Farbbestimmung	23
2.7.2 Instrumentelle Farbbestimmung	25
2.8 Literaturübersicht digitaler Farbbestimmung.....	27
3. Material	28
3.1 Verwendete Farbmessgeräte.....	28
3.2 Probanden und Messobjekte	30
4. Methode	31
4.1 Versuchsvorbereitungen und Versuchsbedingungen	31

4.2 Vorgehen bei der Farbmessung	32
4.3 Statistische Auswertung.....	33
5. Ergebnisse	35
5.1 Parameter ΔE	36
5.2 Parameter ΔL	38
5.3 Parameter Δa	40
5.4 Parameter Δb	42
5.5 Korrelation der CIE L*-Werte	44
5.6 Korrelation der CIE a*-Werte	45
5.7 Korrelation der CIE b*-Werte	46
6. Diskussion.....	47
6.1 Diskussion der Methodik.....	47
6.2 Diskussion der Ergebnisse	49
7. Zusammenfassung.....	53
8. Literaturverzeichnis	55
9. Copyrightverzeichnis.....	64
10. Danksagung	65
11. Lebenslauf.....	66

Abkürzungsverzeichnis

°	Grad
<	kleiner
>	größer
Δ	Differenz
3D	dreidimensional
Abb.	Abbildung
ADA	American Dental Association
BG	Blau-Grün
bzw.	beziehungsweise
CCD	charged coupled device
Corp.	Corporation
CTM	complete tooth measurement
cGMP	cyclisches Guanosinmonophosphat
CIE	Commission Internationale de l'Éclairage
cm	Zentimeter
CMOS	complementary metal oxide semiconductor
ES-A	VITA Easyshade Advance 4.0
ES-V	VITA Easyshade V
et al.	et alii
GmbH	Gesellschaft mit beschränkter Haftung
GMP	Guanosinmonophosphat
GY	Grün-Gelb
Inc.	Incorporated
K	Kelvin
KG	Kommanditgesellschaft
LED	light emitting diode
Li	Lithium
Nm	Nanometer
PB	Lila-Blau
RGB	Rot, Grün, Blau
RP	Rot-Lila
SM	spot measurement

USA	United States of America
USB	Universal Serial Bus
YR	Gelb-Rot

Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1: Brechung eines Lichtstrahls durch ein Newton'sches Farbprisma.....	6
Abbildung 2: Eine Darstellung der additiven Farbmischung.	9
Abbildung 3: Eine Darstellung der subtraktiven Farbmischung.	9
Abbildung 4: Wellenlängenspektrum des sichtbaren Lichts	10
Abbildung 5: Schnittansicht eines menschlichen Auges (19).....	11
Abbildung 6: Absorptionsmaxima der Stäbchen, Zapfen und Photorezeptoren.	12
Abbildung 7: Metamerie bei unterschiedlicher Beleuchtung.	14
Abbildung 8: Die Visualisierung des Munsell Farbsystems.....	15
Abbildung 9: Die Farbtonskala nach Munsell mit Farbsektoren.....	16
Abbildung 10: Darstellung der Purpurlinie in der CIE Normfarbtafel.....	17
Abbildung 11: Der CIE L*a*b* Farbraum.....	18
Abbildung 12: VITA classical A1-D4 Farbringsystem.....	24
Abbildung 13: VITA Toothguide 3D-MASTER Farbringsystem.....	25
Abbildung 14: Prozentuale Darstellung der Altersstruktur der Probanden.....	30
Abbildung 15: Box-Whisker-Plot ΔE	36
Abbildung 16: Box-Whisker-Plot ΔL^*	38
Abbildung 17: Box-Whisker-Plot Δa^*	40
Abbildung 18: Box-Whisker-Plot Δb^*	42
Abbildung 19: Streudiagramm Korrelation CIE L*-Werte	44
Abbildung 20: Streudiagramm Korrelation CIE a*-Werte	45
Abbildung 21: Streudiagramm Korrelation CIE b*-Werte	46

Tabellenverzeichnis

Tabelle 1: Technische Daten.....	28
Tabelle 2: Häufigkeitsverteilung der Zahnmessungen.....	32
Tabelle 3: Bonferroni Mehrfachvergleich der Mittelwerte der abhängigen Variable ΔE der untersuchten Zahnregion.....	35
Tabelle 4: Bonferroni Mehrfachvergleich der Mittelwerte der abhängigen Variable ΔL^* der untersuchten Zahnregion.....	37
Tabelle 5: Bonferroni Mehrfachvergleich der Mittelwerte der abhängigen Variable Δa^* der untersuchten Zahnregion.....	39
Tabelle 6: Bonferroni Mehrfachvergleich der Mittelwerte der abhängigen Variable Δb^* der untersuchten Zahnregion.....	41

1. Einleitung

Zahnmedizinische Restaurationen werden vom Patienten in zunehmendem Maße neben Funktion und möglichst langer Haltbarkeit auch aufgrund der Ästhetik beurteilt. Hierbei stellen Farbunterschiede zwischen einer zahnmedizinischen Restauration und dem natürlichen Zahn eines der Hauptprobleme innerhalb der restaurativen Zahnmedizin dar (1, 2). Die in den vergangenen Jahren gestiegenen optischen Ansprüche sorgen für eine immense Steigerung der Forschung auf dem Gebiet der Zahnfarbenbestimmung und stellen Zahnarzt, sowie Zahntechniker vor neue Herausforderungen, da sich die Zahnfarbe zu einem zentralen Qualitätsmerkmal entwickelt hat (3). Aufgrund dieser Problematik entwickelten sich die dentalen Materialien in gleichem Maße zum gestiegenen ästhetischen Anspruch weiter und somit konnte eine stetige Verbesserung bei der Annäherung an die farblich ideale, natürlich wirkende Restauration erzielt werden (3, 4). In der Zahnmedizin werden Farbbestimmungen routinemäßig mittels standardisierten Farbringsystemen wie z.B. dem VITA classical A1-D4 Farbring, der Firma VITA, Bad Säckingen, durchgeführt (5). Dieses Vorgehen wird allerdings als subjektiv angesehen, da die Farbwahrnehmung eines jeden Menschen individuell ist und durch die räumlichen Gegebenheiten wie Licht, Oberflächenbeschaffenheit des abzumusternden Zahns oder weitere umgebende Farben stark beeinflusst werden kann (6, 7). Hierzu stellten Paul und Kern 2004 fest, dass etwa 58% der klassisch durchgeführten Farbring-Bestimmungen fehlerhaft sind (8, 9). Darüber hinaus stößt die Möglichkeit der rein visuellen Farbbestimmung am Patienten durch die reduzierte Auswahl an Farbabstufungen der einzelnen Farbringsysteme an Grenzen und es kann nicht immer eine perfekte Farbauswahl getroffen werden (1, 10). Neben dieser subjektiven und rein visuellen Methode der Farbbestimmung entwickelten sich im Laufe der Jahre objektiv-metrische Vorgehensweisen wie Kolorimeter oder Spektralfotometer, da auch trotz einer Weiterentwicklung und genaueren Abstufung der Farbringsysteme eine gewisse Inkonsistenz und subjektive Komponente nicht ausgeschaltet werden konnte (11). Durch die Entwicklung einer rein objektiven Messmethode ist es möglich, unabhängig vom Betrachter oder den räumlichen Umgebungsbedingungen ein reproduzierbares Ergebnis bei der Zahnfarbenbestimmung zu erhalten (12), welches im Vergleich zum rein optischen Farbabgleich genauere Resultate in der zahnmedizinischen Restauration liefert (13). Ziel der vorliegenden Arbeit ist es, zwei Geräte zur dentalen

Farbbestimmung auf ihre qualitative Übereinstimmung und Reproduzierbarkeit in unterschiedlichen Zahnregionen hin zu untersuchen. Hierzu wurden jeweils mit den beiden Geräten VITA Easyshade Advance 4.0 und Easyshade V die Farbe von 453 Zähnen von insgesamt 30 Probanden in vivo gemessen und die qualitative Übereinstimmung im Seitenzahn- Eckzahn- und Frontzahngebiet anhand des Farbunterschieds ΔE , sowie der CIE $L^*a^*b^*$ Daten der beiden verwendeten Messgeräte bestimmt.

2. Literaturdiskussion

2.1. Grundlagen der Farblehre

Die ersten physikalischen Untersuchungen des Lichts gehen auf Sir Isaac Newton zurück. Durch das Lenken eines Sonnenstrahls durch ein Prisma stellte er 1730 fest, dass sich das weiße Licht brach und in mehrere Farben mit unterschiedlicher Wellenlänge aufteilte. Dies ist schematisch in Abbildung 1 dargestellt. Seither sind diese Farben (Violett, Indigo, Blau, Grün, Gelb, Orange und Rot) als Spektralfarben bekannt (14). Newton definierte trotz einer nahtlosen Abfolge der Spektralfarben, entsprechend der Metrik der musikalischen Satzlehre, sieben Farben, welche er kreisförmig anordnete und somit eins der ersten Farbsysteme der Geschichte schuf (15).

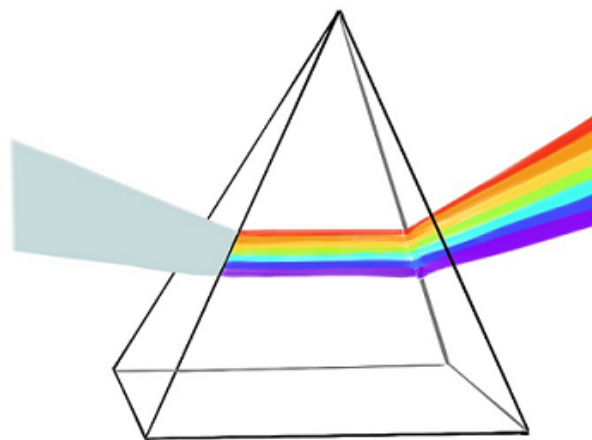


Abbildung 1: Brechung eines Lichtstrahls durch ein Newton'sches Farbprisma.

„Denn die Strahlen (des Lichtes) sind, um exakt zu sein, nicht farbig. In ihnen ist nichts als eine bestimmte Kraft und Veranlagung, die Empfindung dieser oder jener Farbe zu erzeugen“ Newton 1730 (14). Im Anschluss an Newtons Entdeckungen entwickelte Hermann von Helmholtz 1850 auf Grundlage der Arbeit Thomas Youngs die Theorie des Dreifarbensehens. Er wies nach, dass jede Farbe mittels additiver Mischung aus den primären Spektralfarben Rot, Grün und Blau erzeugt werden kann (16). Goethe bezweifelte die von Newton beschriebene Theorie der Summierung der Spektralfarben zu weißem Licht. Er vertrat den Standpunkt, dass die Farben eher einem „trüben“ Grau entsprangen. Dies beruhte auf seiner Beobachtung, dass eine sich drehende Scheibe mit den von Newton beschriebenen Farben nicht weiß, sondern eher gräulich unbunt wirkte. Beide Theorien sind heute anerkannte Theorien und beschreiben jeweils die bekannte subtraktive bzw. additive Farbmischung (15).

2.1.1 Additive und subtraktive Farbmischung

Wird farbiges Licht übereinander projiziert, ergibt sich, basierend auf der Dreifarbentheorie eine Reihe an Möglichkeiten: Rot und Grün ergeben zusammen Gelb, Grün und Violettblau mischen sich zu Cyan, einem hellen Himmelblau, Violettblau und Rot ergeben Magenta und alle drei additiven Grundfarben bilden, wie

Abbildung 2 zeigt, zusammen die Mischung, die wir als weiß interpretieren. Die Mischung verschiedenfarbigen Lichts wird als additive Farbmischung beschrieben.

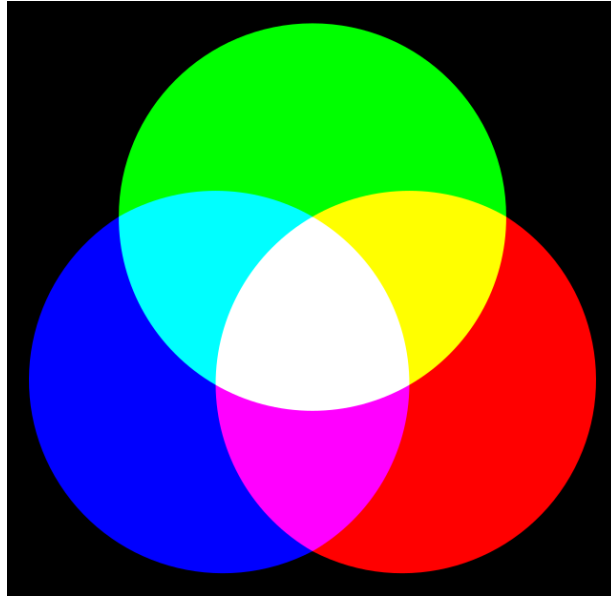


Abbildung 2: Eine Darstellung der additiven Farbmischung.

Mischt man statt farbigem Licht unterschiedliche Farbstoffe oder Pigmente, wird dem auf sie einfallenden weißen Licht, wie in Abbildung 3 dargestellt, je nach Mischung mehr von seinem ursprünglichen Spektrum entzogen. Die Grundfarben bei der subtraktiven Farbmischung sind, entgegengesetzt zu denen der additiven Farbmischung, Gelb, Magenta und Cyan. Legt man Pigmentschichten aus Gelb und Magenta übereinander ergibt sich Orangerot, Magenta und Cyan ergibt Violettblau und Cyan ergibt zusammen mit Gelb die Mischfarbe Grün.

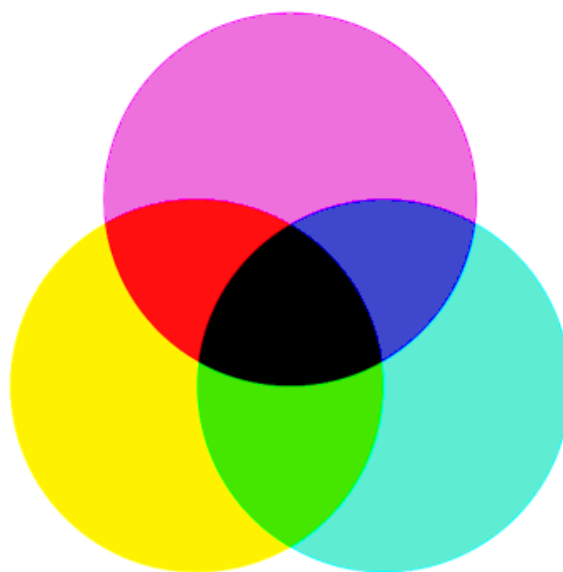


Abbildung 3: Eine Darstellung der subtraktiven Farbmischung.

Das für den Menschen sichtbare Licht ist eine Energieform, welche wie Röntgenstrahlen oder Radiowellen Teil der elektromagnetischen Strahlung ist. Licht kann somit durch seine zugehörige Wellenlänge beschrieben werden. Die Lichtfarbe ist diejenige Farbempfindung, welche von einer Lichtquelle stammt. Ihre spektrale Zusammensetzung definiert den zugehörigen, empfundenen Farbreiz. Bedingt durch die relative Empfindlichkeit des menschlichen Auges ist der sichtbare Teil des Spektrums auf ein schmales Band von etwa 380nm bis 750nm begrenzt (Abbildung 4). Kurzwellige Strahlung mit einer Wellenlänge unterhalb von 480nm werden als blau empfunden, mit zunehmender Wellenlänge ändert sich die Wahrnehmung über grün (480-560nm), gelb (560-590nm), orange (590-630nm) zu rot (>630nm) (14, 17, 18).

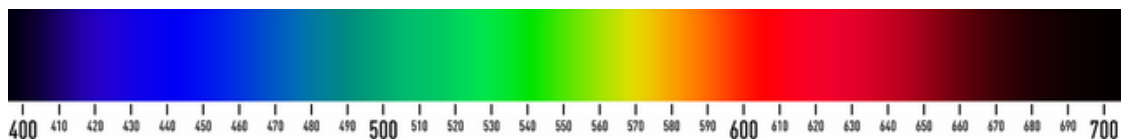


Abbildung 4: Wellenlängenspektrum des sichtbaren Lichts

2.2. Das menschliche Auge – Physiologie der Farbwahrnehmung

Das Auge ist ein visuelles Sinnesorgan und wird in der Gesamtheit mit all seinen lichtbrechenden Anteilen auch als dioptrischer Apparat bezeichnet. Abbildung 5 zeigt den Querschnitt eines menschlichen Auges. Es besteht aus der vorderen sowie hinteren, mit Kammerwasser gefüllten Augenkammer, der die Pupille bildenden Iris, der durchsichtigen Hornhaut (Cornea), der Linse und dem Glaskörper. Die hintere, innere Fläche des Auges wird durch die Netzhaut, die sogenannte Retina ausgekleidet. Am hinteren Pol des Auges weist die Retina eine kleine Grube, die Fovea centralis, auf. Dies bildet die Stelle des schärfsten Sehens. Dringt ein optisches Bild in Form von Lichtstrahlen durch die Linse, wird es verkleinert und umgekehrt auf der Netzhaut abgebildet. Diese wandelt den einfallenden Farbreiz in Form von elektromagnetischen Wellen in einen physiologischen Reiz, eine Sinneswahrnehmung, um. Verantwortlich hierfür ist der spezielle Aufbau der Netzhaut. Sie besteht aus verschiedenen Schichten, wobei die erste Schicht Lichtsinneszellen, die Photorezeptoren, enthält, welche über die Bipolarzellen in der zweiten Schicht auf die Ganglienzellen der dritten Schicht weiterleiten. Die letztgenannten Ganglienzellen

bilden mit ihren Axonen schlussendlich den Sehnerv (N. opticus). Über ihn gelangen die einfallenden Reize in das Sehzentrum des Gehirns, welches im Occipitallappen liegt. Als „blinder Fleck“ wird diejenige sinneszellfreie Stelle im Gesichtsfeld bezeichnet, auf die sich der Sehnerv projiziert. Die Nervenfasern der Axone der Ganglienzellen verlassen an dieser Stelle den Augapfel, in diesem Gesichtsfeld kann also kein Sinnesreiz entstehen.

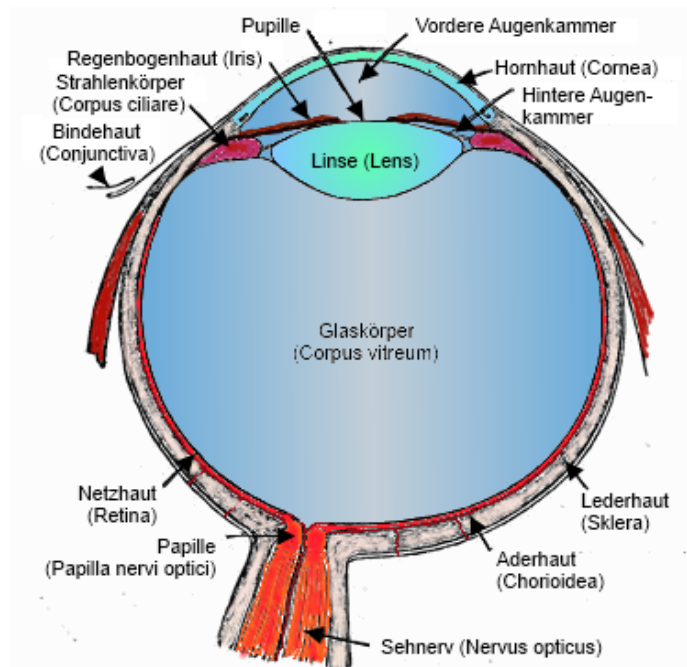


Abbildung 5: Schnittansicht eines menschlichen Auges (19).

Der einfallende Farbreiz auf der Retina wird von zwei verschiedenen Arten an Photorezeptoren verarbeitet. Die menschliche Netzhaut besitzt etwa 7 Millionen Zapfen, welche tageslichtempfindlich und somit bei hellem Licht aktiv sind. Sie ermöglichen das Farbsehen (photopisches Sehen). Darüber hinaus besteht die Netzhaut ebenfalls aus ca. 120 Millionen dämmerungsempfindlichen Stäbchen, welche die Wahrnehmung von Grauabstufungen ermöglichen, das sogenannte skotopische Sehen. Stäbchen und Zapfen sind ungleichmäßig über die Retina verteilt. In der Fovea centralis, dem Ort des schärfsten Sehens, herrscht eine besonders hohe Zapfendichte. Hier ist jedem Zapfen eine eigene Ganglienzelle zugeordnet. In anderen Netzhautarealen findet sich eine Verschaltung von etwa 250:1. Beide Arten von Photorezeptoren sind aus einem Außen- sowie Innenglied und dem Nervenfortsatz aufgebaut. In der Scheibchenmembran des Außenglieds der Lichtsinneszellen finden sich die jeweiligen Farbstoffmoleküle: Zapfen enthalten drei Arten von Pigmenten,

welche sich jeweils in der Aminosäuresequenz des Glykoproteins Opsin unterscheiden. Die verschiedenen Absorptionsmaxima der unterschiedlichen Zapfepigmente liegen jeweils bei etwa 440nm (Blau), 540nm (Grün) oder 570nm (Rot) (Abbildung 6).

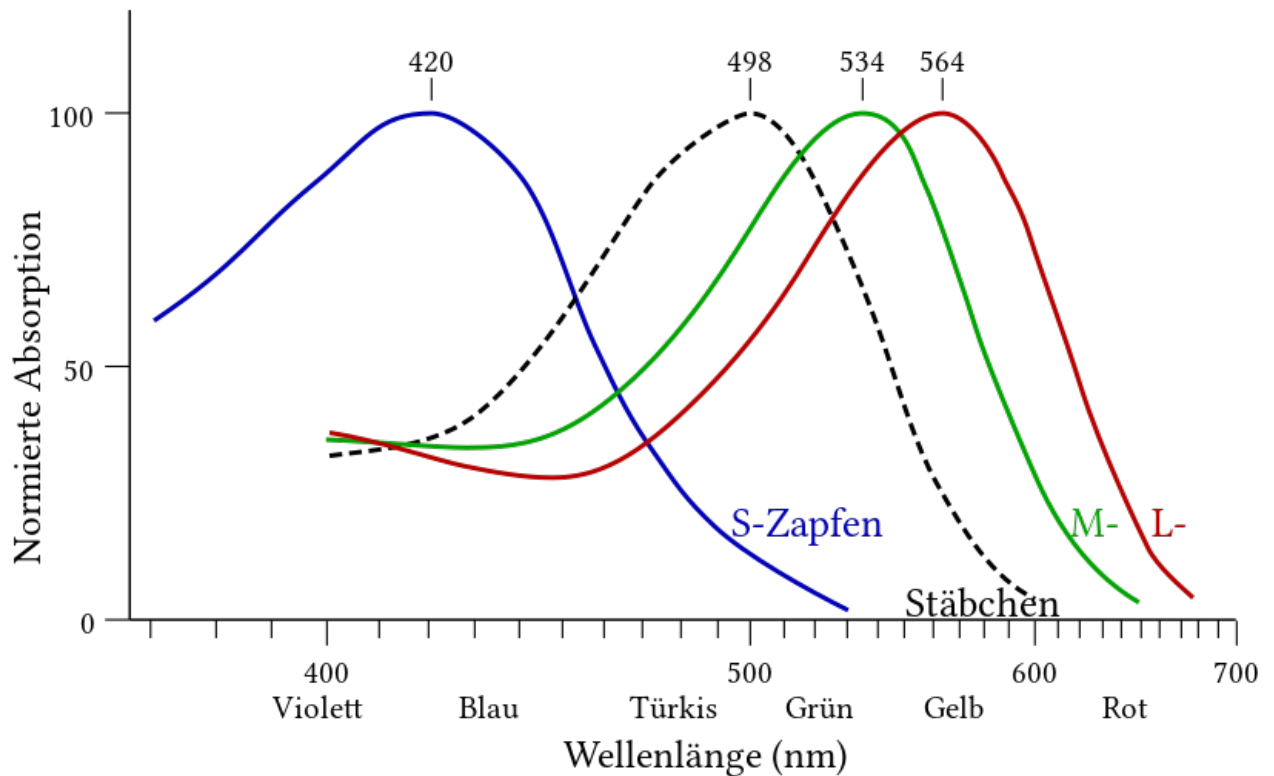


Abbildung 6: Darstellung der verschiedenen Absorptionsmaxima der Stäbchen, Zapfen und Photorezeptoren.

Für die Lichttransduktion besitzen alle Zapfentypen 11-cis-Retinal als chromophore Gruppe, ein Aldehyd des Vitamin A1. Stäbchen hingegen, welche vorwiegend in der retinalen Peripherie aufzufinden sind, enthalten nur ein Sehpigment, das Rhodopsin, welches ebenfalls aus dem Glykoprotein Opsin und 11-cis-Retinal zusammengesetzt ist. Die Membranscheibchen im Außenglied der Photorezeptoren wandern stetig von der Basis zur Spitze, wo sie letztendlich abgestoßen werden. Somit unterliegen sie einer fortwährenden Erneuerung (20-23).

2.2.1 Reiztransduktion

Die unterschiedlichen Sehpigmente, welche in die Photorezeptoren eingelagert sind, wandeln das einfallende Licht in ein elektrisches Signal um, welches letztendlich weitergeleitet und verarbeitet wird, die sogenannte photoelektrische Transduktion. Hierbei spielen je nach Rezeptorart andere Opsine, ein Proteinanteil am Sehfärbstoff, eine Rolle. Im Einzelnen unterscheidet man jedoch einige grundlegende Schritte. Der Phototransduktionsprozess an den Stäbchen wird durch die Absorption von Lichtquanten an der chromophoren Gruppe des Rhodopsins in Gang gesetzt. Hierdurch kommt es zur Bildung von all-trans-Retinal, einem Stereoisomer des zu Grunde liegenden 11-cis-Retinal. Daraufhin folgen mehrere Veränderungen des Rhodopsins hin zu Metarhodopsin II, welches Transducin, ein G-Protein aus der Scheibenmembran aktiviert. Das G-Protein aktiviert Phosphodiesterasen (PDE), welche die vermehrte Hydrolyse von cyclischem Guanosinmonophosphat (cGMP) zu 5'GMP fördert. Das cGMP hält in hoher Konzentration die in der Membran der Außenglieder befindlichen Natrium-Calcium-Kanäle geöffnet, was in Ruhe eine andauernde Depolarisation bedingt. Dies ist der sogenannte Dunkelstrom. Die somit bei Lichteinfall verminderte Konzentration von cGMP führt letztendlich zur Schließung der Na^+ - Ca^{2+} Kanäle, was die für Lichtsinneszellen fast einzigartige Hyperpolarisation bei einwirkendem adäquatem Reiz bedingt (20-23).

2.3. Metamerie

Die Farbe zweier Gegenstände können unter einer Lichtquelle exakt identisch erscheinen, während sie bei anderer Beleuchtung voneinander abweichen (Abbildung 7). Dieses Phänomen wird als Metamerie bezeichnet. Farben oder Gegenstände, die somit unterschiedliche spektrale Reflexionskurven aufweisen, werden als metamer (bedingt-gleich) bezeichnet. Im Gegensatz dazu werden Objekte als unbedingt-gleich beschrieben, wenn sie unabhängig von der Beleuchtung gleich erscheinen. Sie besitzen demnach eine identische spektrale Zusammensetzung, was ein identisches Absorptionsvermögen bedingt. Die Beobachter-Metamerie bezeichnet eine der vielen möglichen Fehlerquellen bei der visuellen Zahnfarbenbestimmung und beschreibt den Zustand, in dem zwei unterschiedliche Beobachter unter identischen

Voraussetzungen die gleiche Farbe bzw. den gleichen Gegenstand unterschiedlich wahrnehmen. Neben menschlichen Betrachtern sei erwähnt, dass ebenso Messgeräte mit unterschiedlicher spektraler Empfindsamkeit existieren. Das Phänomen der Metamerie spielt demnach eine signifikante Rolle bei der Bestimmung von Zahnfarben (14, 24-27).



Abbildung 7: Metamerie bei unterschiedlicher Beleuchtung. Derselbe Gegenstand erscheint bei unterschiedlicher Beleuchtung ungleich.

2.4 Das Munsell Farbsystem

Albert Munsell (1858-1918), ein amerikanischer Maler und Kunstlehrer, beschrieb Farbe als ein dreidimensionales Phänomen. 1915 entwickelte er ein Farbsystem im dreidimensionalen Farbraum. Das Munsell Farbsystem gliedert sich in die Ordnungsdimensionen Hue (Farbton), Value (Helligkeit) und Chroma (Sättigung). Es stellt heute eins der ältesten, noch verwendeten Farbsysteme dar (28, 29).

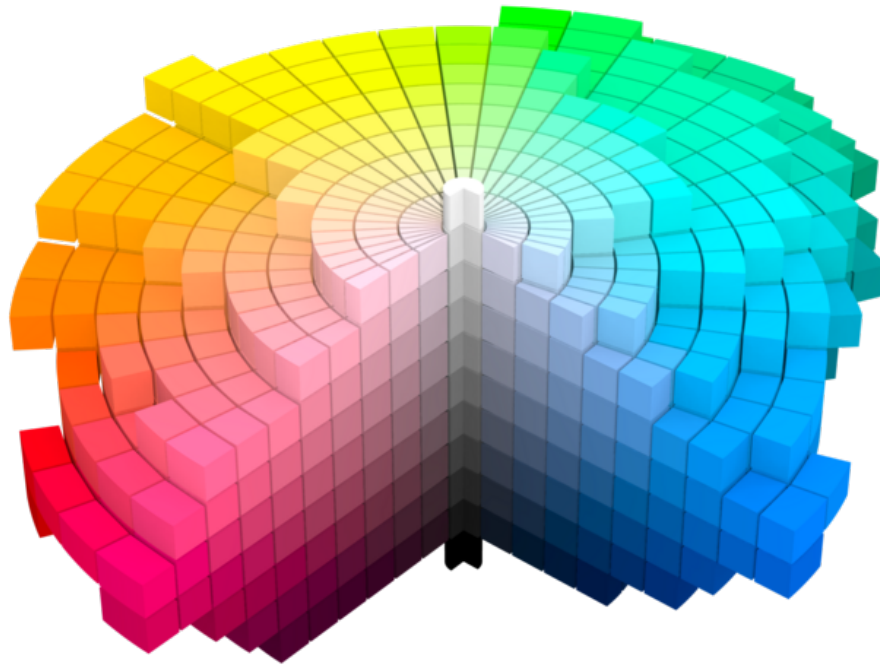


Abbildung 8: Die Visualisierung des Munsell Farbsystems.

Jede Farbe wird entsprechend einem durch die drei Dimensionskoordinaten festgelegten Punkt im Farbraum definiert (30). In der vertikal angeordneten Mittelachse, der Grauachse, sind von unten (pures Schwarz) nach oben (reines Weiß) die verschiedenen Grautöne angeordnet (Abbildung 8). Alle Farben die auf das ideale Weiß bezogen den gleichen Helligkeitswert (Value) besitzen, liegen in jeweils derselben, in einem Winkel von 90° horizontal zur Grauachse ausgerichteten Ebene (31). Innerhalb einer Helligkeitsebene nimmt der Grad der Sättigung (Chroma) mit dem Abstand zur Mittelachse zu. Somit stellt eine größere Entfernung in der horizontalen Ebene zur Grauachse eine Verringerung des Grauwertes bei gleichzeitiger Zunahme des Buntwertes dar (32, 33). In verschiedenen Helligkeitsebenen befindliche Farben, die die gleiche Sättigungsstufe aufweisen, liegen jeweils auf einem gleichen Kreis um die Mittelachse herum angeordnet (31). Der Farbton (Hue) beschreibt den Namen der verschiedenen Farben im Reinzustand und wurde in fünf Hauptgruppen unterteilt: Rot, Gelb, Grün, Blau und Purpur bzw. Lila. Zwischen den Hauptsegmenten finden sich weitere fünf wahrnehmbare Farbnuancen, welche die fünf Hauptsegmente in jeweils zwei Zwischensegmente unterteilen: Gelb-Rot (YR), Grün-Gelb (GY), Blau-Grün (BG), Lila-Blau (PB) und Rot-Lila (RP) (34, 35).

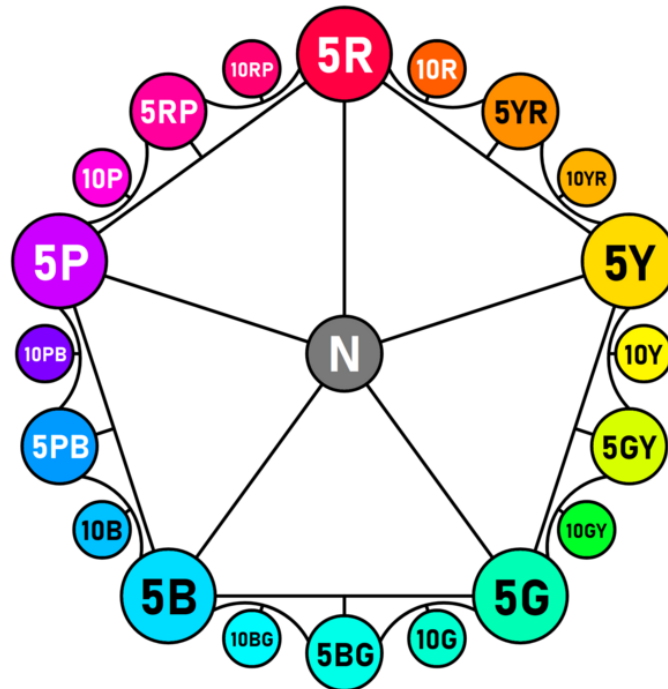


Abbildung 9: Die Farbtonskala nach Munsell mit Farbsektoren.

Wie aus Abbildung 9 ersichtlich ist, ergeben sich auf diese Weise zehn Farbsektoren (R, YR, Y, GY, G, BG, B, PB, P, RP, R) welche ebenfalls jeweils in identische 10er Intervalle unterteilt sind ($R \rightarrow YR$; $5 \rightarrow 15$). Somit stellt der Wert „5R“ den reinen Farbton Rot dar und dient gleichzeitig als Startpunkt für die Farbton-Zwischenschritte nach Munsell. Jede Farbe im Munsell-System kann somit durch seine drei Parameter gekennzeichnet werden. Die Notation erfolgt durch Bestimmung des Farbtons, des entsprechenden Helligkeitsgrads und der Sättigung in der Form von: H V/C. Somit steht der Wert 5 R 3/8 für einen mittleren Rotton, Helligkeitsgrad 3, Farbsättigung 8 Einheiten von der Grauachse entfernt (30, 32).

2.4.1 Das CIE-System

Die Internationale Beleuchtungskommission (Commission Internationale de l'Éclairage, CIE), entwickelte im Jahre 1931 einen internationalen Standard für Farbwahrnehmung und ermöglichte so die exakte Wiedergabe von allen wahrnehmbaren Farbinformationen innerhalb eines dreidimensionalen Farbraums, basierend auf dem sog. Tristimulus, was den Primärfarben Rot (x), Grün (y) und Blau (z) entspricht (36). Das CIE XYZ-System geht davon aus, dass alle Farben mit einem

bestimmten Mischungsverhältnis der drei Primärfarben beschrieben werden können (35, 37). Seit 2011 ist das Farbmodell nach EN ISO 11664-4 („Farbmetrik-Teil 4: CIE 1976 L*a*b* Farbenraum“) genormt (38). Um den dreidimensionalen XYZ-Farbraum besser zu veranschaulichen, wurde eine zweidimensionale Schreibweise, die CIE-Normfarbtafel entwickelt.

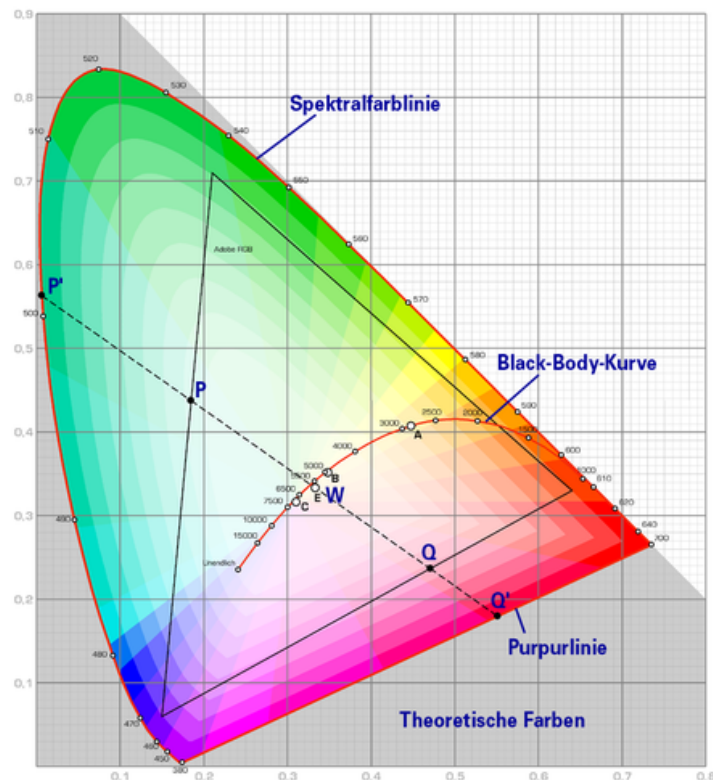


Abbildung 10: Darstellung der Purpurlinie in der CIE Normfarbtafel.

Wie in Abbildung 10 erkennbar ist, handelt es sich bei der CIE-Normfarbtafel um ein zweidimensionales Diagramm in Form eines Koordinatensystems mit den Parametern x und y (Rot und Grün). Die dritte Komponente z (Blau) lässt sich rechnerisch aus der Beziehung $x + y + z = 1$, also $z = 1 - x - y$ bestimmen. Jede Farbart in der Normfarbtafel entspricht demnach dem mathematischen Wert 1 (14). Es entsteht am Rand der Farbtafel im gebogenen Bereich eine Abbildung aller Spektralfarben (380-780nm Wellenlänge), die sog. „Spektralfarblinie“. Die Sättigung der jeweiligen Farbe nimmt von der Spektralfarblinie zum „Unbuntpunkt“ oder „Weißpunkt“, welcher in der Mitte des Farbfeldes zu finden und mit E markiert ist, ab (Abbildung 10). Das Verbindungsstück zwischen dem kurzwelligen Purpur und dem langwelligen Rot im unteren Bereich der Farbtafel bildet die „Purpurlinie“ (Abbildung 10). Um

Farbentfernungen definieren zu können, entwickelte die Internationale Beleuchtungskommission 1976 das CIE-XYZ-System zum CIE-L*a*b*-System weiter. Hierbei wurden die bisherigen Farbwerte x,y und z wie sie in der Normfarbtafel Anwendung fanden in drei neu definierte Größen umgewandelt: L*, a* und b*.

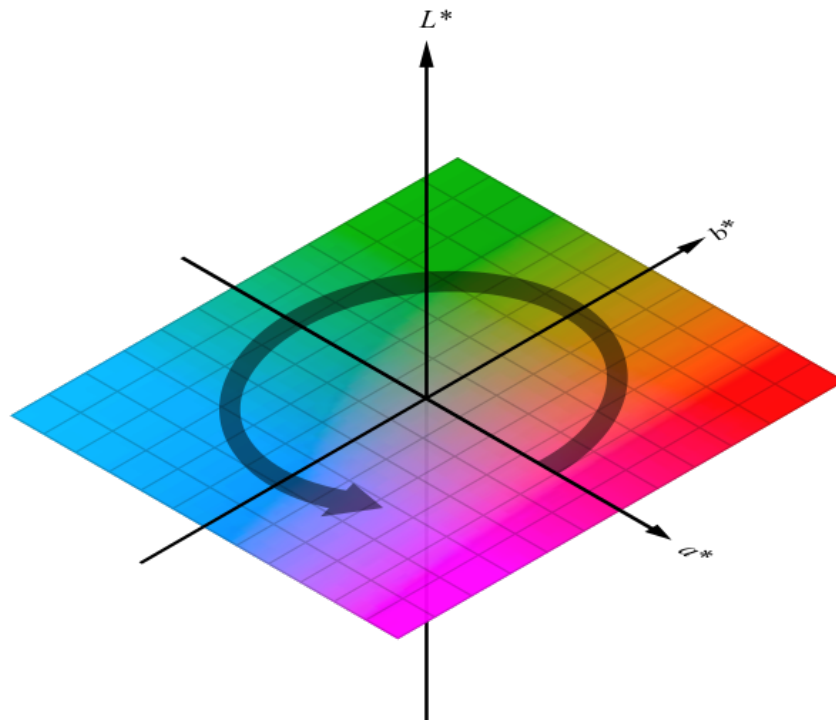


Abbildung 11: Der CIE L*a*b* Farbraum.

Der L^* Wert ist hierbei ein Maß für die Helligkeit und repräsentiert die Menge an Licht, welche von einem Objekt reflektiert wird. Er wird senkrecht zum Unbuntpunkt über die Mittelachse dargestellt. Ein pures Schwarz hat hierbei den Wert 0 und ein reines Weiß den Wert 100. Wie in Abbildung 11 dargestellt, schneiden sich in einem 90° Winkel auf horizontaler Ebene die beiden Farbachsen $a^*/-a^*$ und $b^*/-b^*$ (14). Positive a^* Werte stellen im L*a*b* Farbraum rötliche Farbtöne dar (bis $a^*=+127$), negative a^* Werte geben das grünliche Spektrum wieder (bis $a^*=-128$). Auf der b^* Achse sind für positive Werte der gelbe (bis $b^*=+127$), für negative Werte der blaue Farbbereich (bis $b^*=-128$) zu finden. Die Größe der a^* und b^* Koordinaten tendiert bei neutralen Farben, also Weiß und Grautönen, gegen 0 und nimmt mit steigender Sättigung zu (30). Farbunterschiede können somit in Einheiten wiedergegeben und die Lage der

einzelnen Farbe mit Hilfe des CIE L*a*b-Systems geometrisch exakt beschrieben werden (3, 35, 39). Soll der genaue Abstand zweier Farben bestimmt werden, so muss man den ΔE Wert ermitteln. ΔE , die Farbdifferenz, stellt eine Quantifizierung der optisch wahrgenommenen Farbunterschiede dar (36). Es ist die am häufigsten angewendete Formel zur Ermittlung von Farbunterschieden (40). Eine Farbdifferenz errechnet sich wie folgt:

$$\sqrt{(L^*_1 - L^*_2)^2 + (a^*_1 - a^*_2)^2 + (b^*_1 - b^*_2)^2}$$

$\Delta E=1$ wird als Grenzwert definiert, bei dem 50% der Beobachter einen Farbunterschied wahrnehmen (perceptibility threshold PT). Ein errechneter Wert ΔE von 3,3-3,7 gilt je nach Literatur als Grenzwert, bei dem die Akzeptanz des Farbunterschieds in der klinischen Situation ebenfalls bei 50% liegt. (acceptability threshold AT) (2, 36, 40, 41).

2.5 Aufbau natürlicher Zähne

Ein menschlicher Zahn besteht aus der in die Mundhöhle ragenden Zahnkrone und einer oder mehrerer Zahnwurzeln, welche im Kieferknochen verankert sind (42). Der Zahnschmelz wird vor dem Zahndurchbruch von Ameloblasten gebildet und umgibt als äußerste Schicht die Zahnkrone. Er stellt die härteste Substanz im menschlichen Körper dar. Zahnschmelz, oder Enamelum, besteht zu ca. 98-Gewichtsprozent aus anorganischer Substanz. Den Großteil bilden Hydroxylapatitkristalle, welche in Form von Schmelzprismen angeordnet sind, die den gesamten Zahnschmelz durchlaufen. Lediglich im Bereich der sogenannten Schmelz-Dentin-Grenze und an der Oberfläche des Zahns existiert eine prismenfreie Zone. Aufgrund der nicht geradlinigen Anordnung der Schmelzprismen werden diese im Zahnschliff unterschiedlich getroffen. Bei genauerer Betrachtung eines solchen Zahnschliffs erscheinen die längsgetroffenen Prismen heller und werden als Parazonien bezeichnet, die quergetroffenen Prismen erscheinen hingegen dunkler, sogenannte Diazonien. Die Abwechslung von heller und dunkler Streifung im inneren des Zahnschmelzes wird als Hunter-Schregersche-Streifung bezeichnet (42, 43). Die Retziusstreifen verlaufen

parallel zur Zahnoberfläche im Zahnschmelz. Diese weiteren Streifungen sind als Wachstumslinien zu verstehen und begründen sich auf der schrittweisen, periodischen Verkalkung des Schmelzes. Treffen die Retziusstreifen die Schmelzoberfläche, erzeugen diese dort eine Furchung, zwischen dieser sich die Zahnoberfläche vorwölbt, was als Perikymatien bezeichnet wird (42). Den größten Anteil des menschlichen Zahns bildet das zu etwa 70 Gewichtsprozent aus Mineralstoffen bestehende Dentin. Das gesamte Dentin ist von kleinen Kanälchen durchzogen, welche von der Zahnpulpa aus divergierend bis zur Schmelz-Dentin-Grenze verlaufen. Innerhalb der Dentinkanälchen befinden sich die Tomes-Fasern, Fortsätze der dentinbildenden Odontoblasten. Im Gegensatz zu Zahnschmelz kann Dentin lebenslang nachgebildet werden. Neues Dentin wird im pulpanahen Bereich angebaut, wodurch sich im Laufe der Zeit die Größe des Pulpacavums verkleinert. Die Pulpa selbst ist aus gallertartigem Bindegewebe aufgebaut und beinhaltet Blutgefäße, Nerven und Lymphgefäße und befindet sich im Pulpacavum, einer abgeschlossenen Kammer im Inneren des Zahns. Makroskopisch kann hierbei in Kronen- und Wurzelpulpa unterschieden werden (42).

2.6 Zahnfarbe

Die Wahrnehmung einer Zahnfarbe und deren Erscheinung ist abhängig von einer Kombination der optischen Eigenschaften des Zahnes (30, 44). Weiterhin beeinflussen die Strukturmerkmale der Zahnhartsubstanzen (Dentin, Schmelz und Pulpa), sowie auch intrinsische und extrinsische Verfärbungen eines Zahnes seine empfundene Farbgebung (45). Vaarkamp et al. testeten die Lichtausbreitung durch 0,85mm dicke Schichten menschlichen Dentins und Zahnschmelzes (46). Dabei zeigte sich, dass im Schmelz vorwiegend die eingelagerten Hydroxylapatitkristalle zur Lichtstreuung beitragen, während die zu beobachtende optische Anisotropie darauf schließen ließ, dass im Bereich des Dentins die Tubuli den hauptursächlichen Faktor für Lichtbrechung im getesteten Medium darstellten (44, 47). Entscheidend für die Erscheinung der Zahnfarbe, ist das unter der Schmelzschicht liegende Dentin (48). Durch im Laufe der Zeit abgelagertes Sekundärdentin verkleinert sich das Pulpacavum zunehmend und das umgebende Dentin wirkt daraufhin opaker (49). Weiterhin spielen die lichtoptischen Eigenschaften der verschiedenen Zahnhartsubstanzen eine übergeordnete Rolle.

2.6.1 Transmission, Reflexion, Absorption und Streuung

Das optische Erscheinungsbild eines Gegenstands wird maßgeblich durch die verschiedenen Veränderungen des einfallenden Lichts beeinflusst. Einfallendes Licht kann reflektiert, absorbiert, transmittiert oder gestreut werden. Durch das Verhältnis dieser vier Faktoren wird das farbliche Erscheinungsbild eines Gegenstands direkt bestimmt (50, 51). Man spricht von Transmission (Lichtdurchlässigkeit) wenn Licht ungehindert und in unveränderter Richtung durch ein Objekt dringt. Dabei erscheint der angestrahlte Gegenstand farblos (14, 52). Erscheint ein Gegenstand transparent wird fast das gesamte Licht durchgelassen, lediglich ein kleiner Rest wird an den Oberflächen reflektiert (zurückgeworfen). Reflexion und Streuung sind vorhanden, wenn sich der Brechungsindex ändert. Der Brechungsindex bezeichnet das Verhältnis der Lichtgeschwindigkeit im Stoff zu der im Vakuum. An der Grenzfläche zwischen zwei unterschiedlichen Stoffen ändern sich die Phasengeschwindigkeit und die Wellenlänge des Lichts. Ein kleiner Teil des Lichts wird hierbei reflektiert und ein anderer in der Richtung geändert, also gestreut (14). Licht kann nicht nur reflektiert oder transmittiert, sondern auch absorbiert werden. Dabei geht es als sichtbares Licht verloren. Somit nehmen wir als Farbeindruck eines Gegenstands nur die reflektierten Wellenlängen wahr. Absorbiert ein Objekt das ganze Licht, erscheint es schwarz. Dies wird undurchsichtig (opak) genannt. Werden hingegen alle Anteile des Lichts reflektiert, erscheint das Objekt weiß. Durch den unterschiedlichen Aufbau und die unterschiedliche Textur der Zahnoberfläche wird das Ausmaß der beschriebenen Effekte bestimmt. Der transluzente Schmelz reflektiert hierbei einfallendes Licht, wohingegen das opake Zahninnere, das Dentin und Pulpengewebe absorbierende Eigenschaften aufweist (14, 50, 51).

2.6.2 Die Bestimmung von Zahnfarben – Grundlagen

Eine korrekte Zahnfarbenbestimmung, welche zu Beginn in der Kette einer erfolgreichen Zahnrestauration steht, ist eines der zentralen Kriterien in der ästhetischen Zahnmedizin und gewinnt immer mehr an Stellenwert. Die heutigen Methoden zur Zahnfarbenbestimmung wurden entwickelt, um die Erfolgsrate der Farbbestimmung, der weiteren Kommunikation mit Labor und

Techniker, der Reproduzierbarkeit sowie Überprüfung in der klinischen Situation und nicht zuletzt um die Effizienz einer ästhetischen, restaurativen Arbeit in jeder Praxis zu erhöhen (3). Die am häufigsten verwendete Methode ist die visuelle Farbbestimmung mit Hilfe von Farbringsystemen. Durch die personenabhängigen Unterschiede in der Farbwahrnehmung, als auch z.B. durch wechselnde Lichtverhältnisse, ist das Ergebnis dieser Methode von mehreren Faktoren abhängig und als subjektiv einzustufen. Die instrumentelle Farbbestimmung eliminiert durch die Funktionsweise der verschiedenen Geräte einen Großteil dieser subjektiven Faktoren und hat somit das Potential die Genauigkeit des Farbabgleichs zwischen restaurativem Zahnersatz und Echtzahn zu erhöhen und reproduzierbar (53) den Prozess zu objektivieren (36).

2.6.3 Die Bestimmung von Zahnfarben - Einflussfaktoren

Es existiert eine Vielzahl an Faktoren, welche die Farbwahrnehmung und damit auch direkt die Farbbestimmung im klinischen Alltag beeinflussen. Diese können unterteilt werden in betrachterabhängige Faktoren, Umgebungsfaktoren, sowie Farbkörpereigenschaften (50). Unter betrachterabhängigen Faktoren werden alle Ursachen für eine veränderte Farbwahrnehmung zusammengefasst, die in der klinischen Situation in der Person des Behandlers begründet liegen. Farbkörpereigenschaften hingegen umfassen alle Faktoren, die mit dem zu bemusternden Gegenstand verknüpft sind. Die Umgebungsfaktoren der Bemusterungssituation haben letztendlich ebenfalls Einfluss auf die individuelle Wahrnehmung von Farbe. In vielen Studien konnte nachgewiesen werden, dass Zahnfarbe stark betrachterabhängig und abhängig von äußeren Faktoren empfunden wird. So können bereits unterschiedliche Raumbelichtung und Umgebungsfarben wie starker Lippenstift oder Oberteile in leuchtenden Farben dazu führen, dass eine Zahnfarbe unterschiedlich erscheint (54-56). Haddad et al. konnten zeigen, dass die Farbempfindung ebenfalls vom Geschlecht des Behandlers abhängig ist (57). Frauen erzielten in der Studie signifikant bessere Ergebnisse bei der Farbwahl als die männlichen Teilnehmer, wobei sich die Erfahrung des Einzelnen nicht als signifikanter Faktor herausstellte. Darüber hinaus weisen etwa 10% der Männer, aber nur 0,4% der Frauen eine Farbfehlsichtigkeit auf (58). Neben den bereits genannten Gründen für Unterschiede in der Farbwahrnehmung existieren auch Verhaltensweisen im

bemustern des betreffenden Zahnes, welche dazu führen, dass das Ergebnis fehlerbehaftet ist. Die häufigste Ursache hierbei stellt die körperliche sowie geistige Ermüdung dar. Die Zeitdauer der Bemusterung sollte nicht länger als fünf Sekunden betragen, da durch den Zerfall der Sehfärbstoffe das Auge überlastet und die Fehlerquote bei der Farbbestimmung steigt (59).

2.7 Dentale Farbbestimmung

2.7.1 Visuelle Farbbestimmung

Das weltweit am häufigsten benutzte System stellt in der in Abbildung 12 gezeigte, 1982 entwickelte, farntonbasierte VITA classical A1-D4 Farbring (VITA Zahnfabrik, Bad Säckingen, Deutschland) dar (60). Das VITA classical System gliedert sich in 16 einzelne Farbmuster, welche in vier Farnton-Gruppen eingeteilt sind, die wiederum in je vier Helligkeitsabstufungen zur Verfügung stehen (A/B/C/D 1-4). Die Farbgruppe A stellt das rötlich-bräunliche Farbspektrum dar, B die rötlich-gelblichen Farbtöne, C die grauen und D die rot-grauen Farbtongruppen. Die angefügte Ziffer 1-4, die Codierungszahl, verschlüsselt die Helligkeit und Sättigung innerhalb einer Farbgruppe. Mit steigender Codierungszahl nimmt die Helligkeit ab, die Sättigung jedoch zu (61). Um eine möglichst genaue Farbbestimmung durchzuführen, bzw. die größtmögliche Trefferquote mit diesem System zu erzielen, empfiehlt der Hersteller die Zahnfarbe möglichst unter Tageslicht, oder genormten Tageslicht-Leuchten zu bestimmen und nicht unter der gewöhnlichen Raum- bzw. Stuhlbeleuchtung im Behandlungszimmer. Das Umfeld sollte nach Möglichkeit farblich dezent sein, den Farbeindruck beeinflussende Kosmetika sowie Lippenstift sind abzulegen. Außerdem sollte auch grelle Kleidung abgelegt werden. Eine Farbauswahl sollte letztlich aufgrund der physiologisch rasch eintretenden Ermüdung der Augen nach ca. 5-7 Sekunden zügig getroffen werden.



Abbildung 12: VITA classical A1-D4 Farbringsystem.

Der VITA 3D-MASTER shade guide (Abbildung 13) stellt im Gegensatz zum VITA classical System ein helligkeitsbasiertes System der Zahnfarbbestimmung dar und bietet eine noch höhere Trefferquote, da das menschliche Auge sensibler auf Helligkeitsunterschiede, als auf Veränderungen im Farbton oder der Sättigung reagiert. Die Farbnahme erfolgt hierbei nicht wie im classical System nach Farbton, sondern in Teilschritten, mit dem Faktor Helligkeit beginnend. Zunächst wird die passende Helligkeitsgruppe 1-5 ausgewählt. Hierbei wird mit der dunkelsten Gruppe begonnen und der abzumusternde Zahn mit zunehmender Helligkeit verglichen. Im zweiten Schritt wird die passende Farbintensität ausgewählt. Hierzu wird der mittlere („M“) Farbfächer der ausgewählten Helligkeitsstufe geöffnet und das passende Farbmuster bestimmt. Im dritten Schritt wird schließlich der Farbton (L, M, R) bestimmt. Somit wird geprüft, ob der fragliche natürliche Zahn gelblicher (L) oder rötlicher (R) als das zuvor gewählte Farbmuster aus der M-Gruppe. Es können hierbei laut Hersteller auch Zwischenfarben für jeweils den Helligkeitswert und die Farbintensität angegeben werden. Der Wert 4,5M2 stellt hierbei den Helligkeitswert zwischen 4M2 und 5M2 dar, 2M1,5 den Zwischenwert bezüglich der Farbintensität zwischen 2M1 und 2M2 (62).

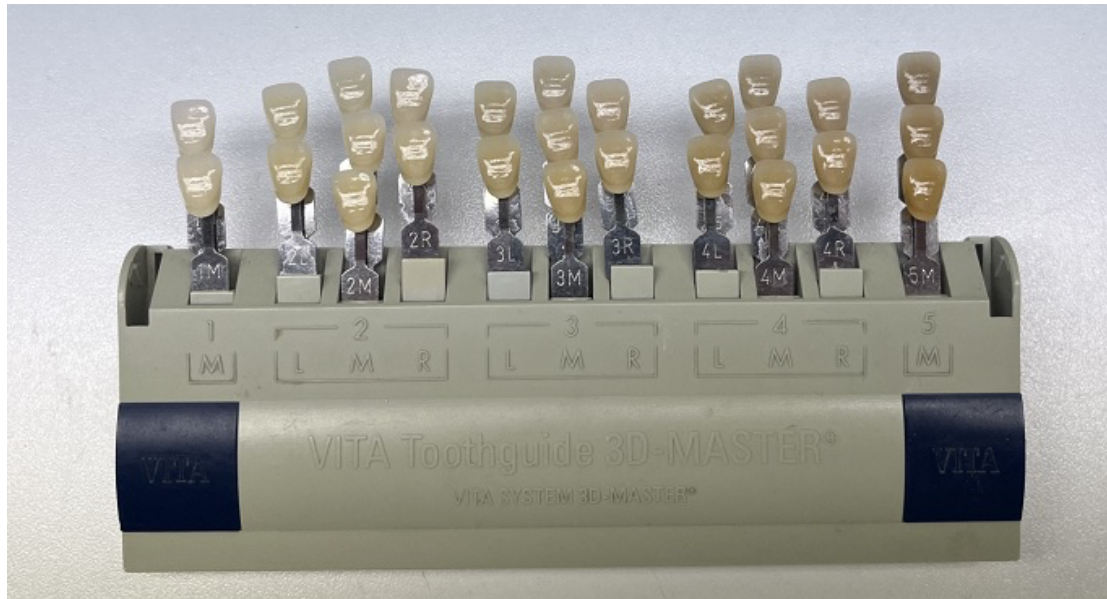


Abbildung 13: VITA Toothguide 3D-MASTER Farbringsystem.

2.7.2 Instrumentelle Farbbestimmung

Die objektive Farbbestimmung mittels elektronischer Messgeräte steht seit einigen Jahren im Mittelpunkt der aktuellen Forschung, da die visuelle Farbbestimmung interindividuelle Inkonsistenzen aufweist und mit einer Reihe von Fehlerquellen behaftet ist (63, 64). Elektronische Messgeräte haben das Potential die Genauigkeit, sowie die Verlässlichkeit der Farbnahme zu verbessern (65). Sproull übertrug 1973 erstmals die aus der Lack-, Druck-, und Textilindustrie bekannten Geräte in die zahnmedizinische Nutzung und in den 90er Jahren standen erstmals spezielle elektronische Messgeräte zur Bestimmung der Zahnfarbe zur Verfügung (27, 66, 67). Während in der Farbindustrie meist homogene Stoffe bewertet werden, liegt die Schwierigkeit der dentalen Farbbestimmung in der Komplexität der Zahnfarbe. Eines der Hauptprobleme bei der dentalen Farbbestimmung stellt die Transluzenz dar, welche abhängig von der Umgebungshelligkeit einen massiven Einfluss auf den Farbeindruck des zu bestimmenden Zahnes ausübt (68) (50). Unter den elektronischen Farbmessgeräten unterscheidet man zwischen digitalen Kamerasystemen, Kolorimetern und Spektralfotometern (65). Durch ihre standardisierte integrierte Beleuchtung soll die Messgenauigkeit von Spektralfotometern und Kolorimetern unabhängig vom Umgebungslicht sein (69).

Das RGB System beruht grundlegend auf der Arbeitsweise von Digitalkameras. Aufgrund ihrer Einfachheit stellt sie die verbreitetste Variante der Zahnfarbenermittlung dar (70). Einfallende Lichtstrahlen werden durch ein Prisma in die drei Farben Rot Grün und Blau zerlegt und von einem charge-coupled device (CCD) oder complementary metal oxide semiconductor (CMOS) Sensor erfasst und digital zu einem Farbbild zusammengesetzt. Die additive Mischung der drei Grundfarben dient den Messgeräten zur Bezeichnung als RGB Geräte. Dieses Messprinzip hängt stark von den Umgebungsverhältnissen und der Belichtungssituation ab (71). Der Aufnahmeblitz sollte eine Farbtemperatur von 5.500 K aufweisen, um eine Verfälschung der Farbinformationen zu verhindern (58, 72). Kolorimeter arbeiten grundlegend ebenfalls mit einem RGB System, allerdings werden hierbei die Lichtanteile in rote, grüne und blaue Strahlung zerlegt, welche anschließend ihrer Intensität entsprechend in CIE $L^*a^*b^*$ Farbkoordinaten übersetzt werden (5). Dies entspricht im Grunde der physiologischen Farbwahrnehmung der Zapfentypen im menschlichen Auge. Hinsichtlich der Praxistauglichkeit im Sinne der Reproduzierbarkeit lieferten Kolorimeter in Studien verschiedene Ergebnisse. Goldstein et al. befanden bereits 1993, dass die Messgenauigkeit verschiedenen Unsicherheitsfaktoren unterliegt (73). Andere Studien von Dancy et al., sowie Tung et al. beschrieben die Reliabilität der Kolorimeter als dem menschlichen Auge entsprechend, was sich auf die Funktionsweise ähnlich der Farbwahrnehmung des menschlichen Auges zurückführen lässt, bis hin zu sehr verlässlich (74, 75). Die größte Reproduzierbarkeit bieten Spektralfotometer (2, 3, 75-77). Durch Remissionswerte der Messfläche beim Beleuchten mit dem gesamten Spektrum des sichtbaren Lichts kann jeder Farbe eine definitive Position im Farbraum zugeordnet werden (50). Spektralfotometer wie das VITA Easyshade Advance 4.0 und VITA Easyshade V weisen den höchsten Marktanteil an Geräten zur digitalen Zahnfarbenbestimmung auf. Sie generieren einzelne Messkanäle für die gesamte Breite des sichtbaren Spektrums und liefern somit für jeden einzelnen Kanal einen gesonderten Lichtstärkewert (40). Als Lichtquelle dient hierbei meist ein Monochromator, welcher polychromatisches Licht durch einen Filter in monochromatisches Licht zerlegt. Somit können einzelne Werte für die reflektierten Lichtfrequenzen für Sättigung, Helligkeit und Farbton festgestellt werden, welche, in numerische Werte umgerechnet, mit Hilfe der CIE $L^*a^*b^*$ Farbkoordinaten in Farbringangaben übersetzt werden können (50). Spektralfotometer können in Flächenmessgeräte (CTM, Complete Tooth

Measurement) und Punktmessgeräte (SM, Spot Measurement) unterschieden werden. Bei Flächenmessgeräten wird die Farbe anhand einer definierten Fläche ermittelt. Vorteilhaft ist hierbei, dass Regionen, welche die Farbnahme ungünstig beeinflussen könnten, wie beispielhaft verfärbte Bereiche, bei der Farbnahme nicht berücksichtigt werden. Diese Geräte unterliegen jedoch einem vergleichsweise hohen Bedienungsaufwand (78). Punktmessgeräte sind allgemein im Arbeitsablauf schneller, weshalb ihnen ein zusätzlicher wirtschaftlicher Aspekt in der zahnärztlichen Praxis zukommt.

2.8 Literaturübersicht digitaler Farbbestimmung

Die digitale dentale Farbbestimmung existiert seit den 1970er Jahren und ist aufgrund der immer weiter steigenden ästhetischen Ansprüchen im klinischen Praxisalltag in den vergangenen Jahren Teil diverser Studien gewesen. So konnten Lagouvardos 2009 und Lehmann 2011, sowie auch Weyhrauch, Igiel et. al 2015 im Laufe der Jahre zeigen, dass Geräte zur digitalen dentalen Farbbestimmung und deren Ergebnisse eine hohe Validität, als auch Reproduzierbarkeit aufweisen (12, 65, 79). In einer Studie von Kim-Pusateri aus dem Jahr 2009 schnitt das VITA Easyshade mit einer Messgenauigkeit von 92,6% unter den Vergleichsgeräten am besten ab (80). Zum jetzigen Zeitpunkt gibt es nur wenige Studien, die die gemessenen Werte des VITA Easyshade Advance 4.0 bei Incisivi einschließlich Prämolaren mit dem Easyshade V vergleichen und derzeit keine Studie, die Eckzähne oder Molaren mit einbezieht. Klotz et al. konnten zeigen, dass bei beiden Geräten eine hohe Genauigkeit und Reliabilität bei der Messung von Incisivi und Prämolaren besteht (81, 82). Gleichzeitig führen sie jedoch an, dass in der vorliegenden Studie das Easyshade V eine höhere Genauigkeit als das Easyshade Advance 4.0 besitzt ($p < 0,001$), jedoch keine Unterschiede zwischen Prämolaren und Incisivi bestehen ($p = 0,182$) (82). Da bisher wenige vergleichende Arbeiten zwischen VITA Easyshade Advance 4.0 und VITA Easyshade V existieren, ist dies in weiteren Studien zu belegen. Darüber hinaus zeigte Blum 2020 in einer in vitro Studie, dass bei keinem der beiden Easyshade Generationen die Verwendung eines Positionierungssplints einen statistisch relevanten Effekt auf die klinische Bestimmung der korrekten Zahnfarbe im VITA 3D- MASTER System hat, sofern der Behandler erfahren in der digitalen Farbbestimmung ist (83). Handelte es

sich um einen unerfahrenen Zahnarzt, wurden mit dem Easyshade V genauere Ergebnisse erzielt (84).

3. Material

3.1 Verwendete Farbmessgeräte

Das VITA Easyshade (VITA Zahnfabrik, Bad Säckingen, Deutschland) ist eins der etabliertesten und am meisten genutzten dentalen Farbmessgeräte. Es existiert eine breite Studienlage, die im Vergleich mit anderen Farbmessgeräten einen hohen Grad an Genauigkeit und Reproduzierbarkeit nachweisen (80, 84-86). Das VITA Easyshade Advance 4.0 erschien in seiner ersten Version im Jahr 2003 auf dem Markt. Mit Hilfe des Spektralfotometers können Farbmessungen eines Einzelzahns oder einzelner Zahnregionen im Sinne einer Dreipunkt-Messung (Inzisalkante, Zahnmitte und Zahnhals) durchgeführt werden. Weitere Funktionen ohne Relevanz für die vorliegende Studie sind ein Trainingsmodus und ein Modus für keramische Restaurationen. Im Bereich der Spektralfotometer kann es als Punktmessgerät beschrieben werden und besteht aus den Hauptkomponenten der Lichtquelle, des Spektrometers und der das reflektierte Licht empfangenden Optik (85). Die gemessenen Daten können in die Farbring Standards VITA classic und VITA 3D-MASTER übersetzt werden. Daneben werden die Messergebnisse auch in $L^*a^*b^*$, $L^*C^*h^\circ$ und ΔE Werten angegeben. Das VITA Easyshade V ist das neueste Farbbestimmungsgerät der VITA Zahnfabrik. Die Menüführung ist im Vergleich zum Easyshade Advance 4.0 unverändert geblieben, lediglich wurde ein Touchpad zur Navigation implementiert. Eine veränderte Handhabung des Easyshade V resultiert aus seinem abgeänderten Winkel der Messspitze. Unterschiede in der Software werden von der Firma VITA nicht näher erläutert. Auch beim Easyshade V erfolgt die Kalibrierung vor jeder Messung über den Kalibrierungsblock. Die gemessenen Werte können, wie auch beim Easyshade Advance 4.0, in VITA Classical und 3D-MASTER übersetzt werden, jedoch lassen sich auch die reinen $L^*a^*b^*$ und $L^*C^*h^\circ$ Werte anzeigen. Das von der LED an der Messspitze emittierte Licht wird im Zahninneren gestreut, aufgenommen und von einer Faseroptik ins Geräteinnere geleitet, wo die spektrale Zusammensetzung ausgewertet wird (87). Beide Easyshade

Spektralfotometer weisen im Kern nahezu identische Ausstattungsmerkmale auf. Die nachfolgende Tabelle zeigt die wesentlichen Spezifikationen der technischen Daten.

Tabelle 1: Technische Daten (88-90)

Easysshade Advance 4.0	Easysshade V
<ul style="list-style-type: none"> - Medizinprodukt Klasse II - Messbereich 400-700nm - Lichtfarbe 6500 K - Anzeige von L*a*b*- und L*C*h°- Werten - Hochleistungs LED - Laden der Li-Ionen Akkus über mechanischen Ladekontakt an Basisstation - Ausgabe der Zahnfarben in den Standardfarbsystemen VITA classical A1-D4 und VITA 3D-MASTER, sowie Angabe der VITABLOCS Farben und Bleached-Index gemäß der American Dental Association - Infektionsschutzfolie - Navigation über Tasten 	<ul style="list-style-type: none"> - Medizinprodukt Klasse II - Messbereich 400–700nm - Lichtfarbe 6500 K - Anzeige von L*a*b*- und L*C*h°- Werten - Hochleistungs LED - induktives Laden mittels Li-Ionen AA Akkus - Ausgabe der Zahnfarben in den Standardfarbsystemen VITA classical A1-D4 und VITA 3D-MASTER, sowie Angabe der VITABLOCS Farben und Bleached-Index gemäß der American Dental Association - Infektionsschutzkappe - Touch Display - Bluetooth Schnittstelle zur drahtlosen Kommunikation

3.2 Probanden und Messobjekte

Im Rahmen dieser Studie wurden insgesamt 30 Probanden untersucht. Das Patientenkollektiv besteht aus 16 männlichen und 14 weiblichen Patienten, das Durchschnittsalter betrug hierbei 39,43 Jahre, während der jüngste Patient 23 Jahre und der älteste Patient 71 Jahre alt war. Abbildung 14 zeigt die prozentuale Verteilung der Altersstruktur. Als Messobjekte der Untersuchung dienten die Zähne 16-26, sowie 36-46. Ausschlusskriterien stellten hierbei jegliche Form der konservierenden oder prothetischen Restauration, als auch starke oberflächliche exogene, sowie innere Verfärbungen im zu untersuchenden Bereich, dem zentralen Zahndrittel, dar. Die Vorgaben der Ethikkommission gemäß Tierschutz- und Gentechnikgesetz wurden zur Kenntnis genommen, entsprechende Versuche fanden im Rahmen der vorliegenden Arbeit nicht statt.

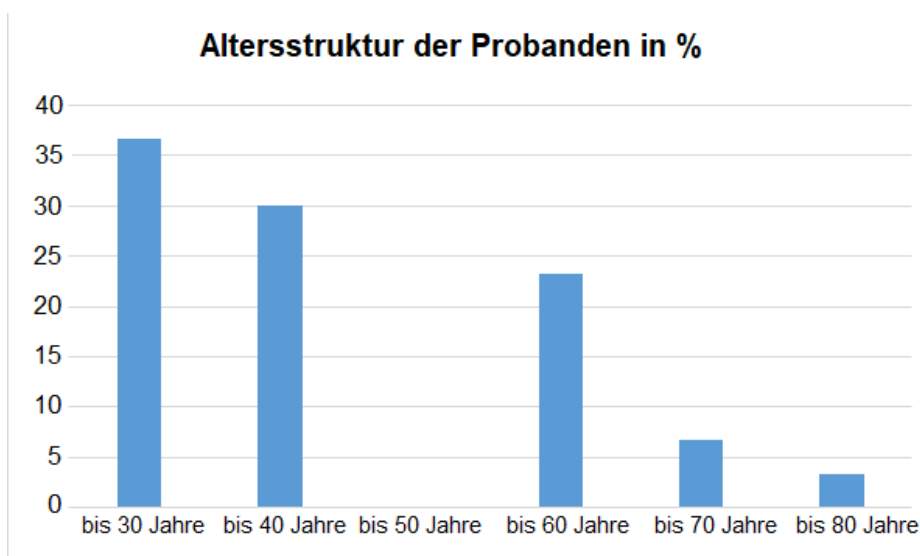


Abbildung 14: Prozentuale Darstellung der Altersstruktur der Probanden.

4. Methode

4.1 Versuchsvorbereitungen und Versuchsbedingungen

Um korrekte Farbmessungen durchführen zu können, wurde jeweils die Dockingstation der beiden Spektralfotometer VITA Easyshade Advance 4.0 (VITA Zahnfabrik H. Rauter GmbH & Co. KG, Bad Säckingen, Deutschland) und VITA Easyshade V mittels eines USB-Anschlusses an einen PC mit passender Software verbunden. Die Stromversorgung wurde für beide Spektralfotometer über ein Netzteil sichergestellt. Um sich mit der Handhabung der beiden Farbmessgeräte, sowie der Verarbeitungssoftware zur Dokumentation der gemessenen Werte vertraut zu machen, wurden durch den Untersucher mehrere Messungen an Farbmustern durchgeführt. Hierzu wurden beide Spektralfotometer zunächst korrekt den Herstellerangaben entsprechend auf der Dockingstation positioniert und kalibriert. Zur Kalibrierung wird durch Betätigung des Auslöseknopfs des jeweiligen Geräts ein Messvorgang ausgelöst. Hierbei wird durch beide Spektralfotometer bei korrekter Positionierung ein an der jeweiligen Basisstation befestigter Kalibrierblock vermessen, was den Kalibrierungsmodus abschließt. Dieser Vorgang wird bei beiden Geräten durch ein akustisches Signal bestätigt. Mit definierten Farbmustern entsprechend der VITA classical A1-D4 und VITA 3D-MASTER Farbskalen wurde durch Testmessung und Vergleich des auf den Easyshade Spektralfotometern angezeigten Farbergebnisses mit dem abgemusterten Testblock eine korrekte Kalibrierung sichergestellt. Zur Schaffung möglichst identischer Untersuchungsbedingungen fanden alle Farbmessungen auf demselben Behandlungsstuhl im Kurssaal der Poliklinik für Zahnerhaltung der Zahn-, Mund-, Kieferklinik der Johannes Gutenberg-Universität Mainz statt. Die Beleuchtung der Arbeitssituation wurde durch eine Tageslichtlampe mit einer Farbtemperatur von 6500 K umgesetzt. Alle Abmusterungen wurden an aufeinanderfolgenden Tagen zur selben Tageszeit durchgeführt um zusätzlich die Lichtqualität durch die Fenster im Raum während der Messungen möglichst konstant zu halten. Die Messreihe wurde an insgesamt 30 Probanden durchgeführt. Voraussetzungen hierbei waren ein Mindestalter von 18 Jahren und gute Mundhygiene, sowie mindestens ein natürlicher Zahn ohne großen Füllungsanteil pro Region (Incisivi, Eckzahn, Prämolare, Molare). Die Probanden erhielten schriftlich und verbal eine Einweisung in den Versuchsaufbau und das Messvorgehen. Sie wurden instruiert während den vorgenommenen Farbbestimmungen den Kopf an die Stütze

des Stuhls, welcher bei jeder Messung in Neutralposition eingestellt war, zu lehnen und sich ruhig zu verhalten. Ebenfalls wurden sie aufgefordert, während des Messvorgangs die Zunge nicht gegen die Oberkieferzähne zu pressen um eine Beeinträchtigung der Zahnfarbe und somit des Messergebnisses zu verhindern.

4.2 Vorgehen bei der Farbmessung

Während der Farbmessung wurden die Farbraumkoordinaten CIE L*a*b*, sowie die Farbwerte in VITA classical A1-D4 und 3D-MASTER erhoben. Zuerst befeuchtete der Behandler die betreffenden Zähne und tupfte sie mit Watte trocken, um Farbveränderungen durch eine ausgetrocknete Zahnoberfläche auszuschließen. Vor jedem Messdurchgang erfolgte eine Kalibrierung des VITA Easyshade Advance 4.0, sowie des VITA Easyshade V Handgeräts nach Herstellerangaben und wie beschrieben in der zugehörigen Dockingstation, erst danach wurde es entnommen. Die zu verwendende Messtechnik „Einzelzahn“ wurde auf dem Display ausgewählt und der Messkopf gleichmäßig und senkrecht auf dem zu messenden zentralen Zahndrittel abgelegt. Über den drucksensitiven Auslöser setzte der Untersucher den Messvorgang in Gang. Die Bestätigung der erfolgreichen Messung erfolgte durch ein akustisches Signal. Je Zahn erfolgten mit beiden Spektralfotometern drei Messvorgänge ohne Bewegung des Messkopfs, danach wurden die Geräte gewechselt. Hierbei wurde beachtet, dass beim Wechsel von Easyshade Advance 4.0 auf Easyshade V die Messstelle auf der Zahnoberfläche identisch bleibt. Es wurde kein Positionierungssplint verwendet, die Sicherstellung der bestmöglichen Repositionierung geschah nach Augenmaß des Untersuchers. Nach erfolgreicher Messung erfolgte die Datenübertragung des Easyshade Advance 4.0 per USB Kabel, bei seinem Nachfolgergerät, dem Easyshade V, fand eine Bluetooth Übertragung per Dongle statt. Mit Hilfe der jeweiligen zugehörigen Verarbeitungssoftware konnten die Messergebnisse tabellarisch gesammelt, gesichert und anonymisiert nach Zahnregionen sortiert werden. Anschließend erfolgte zur weiteren Verarbeitung und externen Sicherung der Daten die Übertragung in eine Microsoft-Excel Tabelle (Microsoft Corp., Redmond, Washington, USA). Die statistische Auswertung erfolgte mit IBM SPSS Statistics (IBM, Armonk, New York, USA). Nach erfolgreicher Datenübertragung wurden auf dem angeschlossenen PC die übertragenen Daten pro

Messung ersichtlich. Neben der Patientenanonymisierung sind hier die jeweilige Methode des Messmodus „Einzelzahn“ mit drei Messmethoden je Durchgang (Princ., Inner und Outer) aufgelistet. Zur weiteren Datenverarbeitung wurden von beiden Geräten die Princ. Daten verwendet.

4.3 Statistische Auswertung

Es wurden bei insgesamt 30 Probanden mit den zwei unterschiedlichen Spektralfotometern VITA Easyshade Advance 4.0 und VITA Easyshade V die CIE L*a*b* Farbkoordinaten der Front- und Eckzähne, der Prämolaren sowie der Molaren bestimmt (n=453).

Tabelle 2: Häufigkeitsverteilung der Zahnmessungen

Regio	Häufigkeit	Prozent	Gültige Prozente	Kumulierte Prozente
Seitenzahn	160	35,3	35,3	35,3
Eckzahn	79	17,4	17,4	52,8
Frontzahn	214	47,2	47,2	100,0
Gesamt	453	100,0	100,0	

Je Farbmessgerät wurden drei Messungen pro Zahn durchgeführt, was somit für jedes Easyshade Spektralfotometer eine Anzahl der Messungen von n=1359 ergibt. Die so bestimmten CIE L*a*b* Daten wurden mittels der Software gesammelt und in eine Microsoft Excel Tabelle übertragen. Hier erfolgte die Sortierung der Datensätze nach Zahngruppen. Mit Unterstützung des Instituts für medizinische Biometrie, Epidemiologie und Informatik (IMBEI) in Mainz erfolgte die statistische Auswertung der erhobenen Daten mittels IBM SPSS (IBM SPSS Version 27.0.1, IBM, Armonk, New York, USA).

Geprüft wurden folgende Nullhypothesen:

1. Die Messung in den unterschiedlichen Zahnregionen (Frontzahn, Eckzahn, Seitenzahn) geht nicht mit einer Zunahme der Farbdifferenz ΔE zwischen den gemessenen CIE $L^*a^*b^*$ Farbkoordinaten beider Easyshade Spektralfotometer einher.
2. Die Farbdifferenz ΔE zwischen den jeweiligen gemessenen CIE $L^*a^*b^*$ Farbkoordinaten beider Spektralfotometer ist in allen unterschiedlichen Zahnregionen (Frontzahn, Eckzahn, Seitenzahn) klinisch akzeptabel ($\Delta E < 3,7$).
3. Die Messung der einzelnen CIE $L^*a^*b^*$ Farbkoordinaten in den unterschiedlichen Zahnregionen weist keine signifikanten Unterschiede zwischen beiden Easyshade Spektralfotometern auf.
4. Die Messungen der CIE $L^*a^*b^*$ Koordinaten beider Spektralfotometer zeigen einen positiven linearen Zusammenhang.

Die Berechnung der Farbdifferenz ΔE zur Überprüfung der Nullhypothese erfolgte mittels der Formel $\Delta E = \sqrt{(L^*_1 - L^*_2)^2 + (a^*_1 - a^*_2)^2 + (b^*_1 - b^*_2)^2}$. Hierbei wurde die Farbdifferenz zwischen beiden Spektralfotometern errechnet. Die ermittelten ΔE Werte wurden durch die einfaktorielle Varianzanalyse (ANOVA) analysiert, wodurch mehr als zwei Gruppen auf Differenzen innerhalb ihrer Gruppenmittelwerte getestet werden. Das globale Signifikanzniveau lag hier bei $\alpha = 0,05$. Zur Berechnung des Signifikanzniveaus bei Mehrfachvergleichen und dem Entgegenwirken einer Alpha-Fehler-Kumulierung wurde die post-hoc Bonferroni Korrektur angewendet. Das lokale Signifikanzniveau betrug $\alpha = 0,017$. Die linearen Zusammenhänge unter den einzelnen Gruppen wurden mit Hilfe der Pearson Korrelationsanalyse untersucht. Der Pearson Korrelationskoeffizient r liegt stets zwischen +1 und -1. Hierbei beschreibt +1 einen perfekt positiven linearen Zusammenhang und -1 einen perfekt negativen Zusammenhang. Beträgt $r = 0$, so sind die getesteten Variablen unkorreliert.

5. Ergebnisse

Die nachfolgenden Ergebnisse zeigen die Datenauswertung mittels IBM SPSS (Armonk, New York, Vereinigte Staaten). Die ermittelten Daten wurden in Box-Whisker-Plots dargestellt. Bei den folgenden Diagrammen zeigt die x-Achse die Aufschlüsselung der Messungen nach Zahnregionen. Hierbei wurden die Einzelmessungen der betreffenden Regionen zu den Gruppen Frontzahn, Eckzahn und Seitenzahn zusammengefasst. Die vermessenen Prämolaren wurden hierbei der Gruppe Seitenzahn zugeordnet. Auf der y-Achse ist der jeweils die gemittelte Differenz der untersuchten Parameter beider Spektralfotometer aufgetragen (ΔE , ΔL^* , Δa^* und Δb^*). Als oberer Grenzwert der Farbdifferenz für den klinisch wahrnehmbaren Farbunterschied gilt hierbei $\Delta E=1$, als Grenzwert für einen klinisch akzeptablen Farbunterschied wird $\Delta E<3,7$ angenommen.

5.1 Parameter ΔE

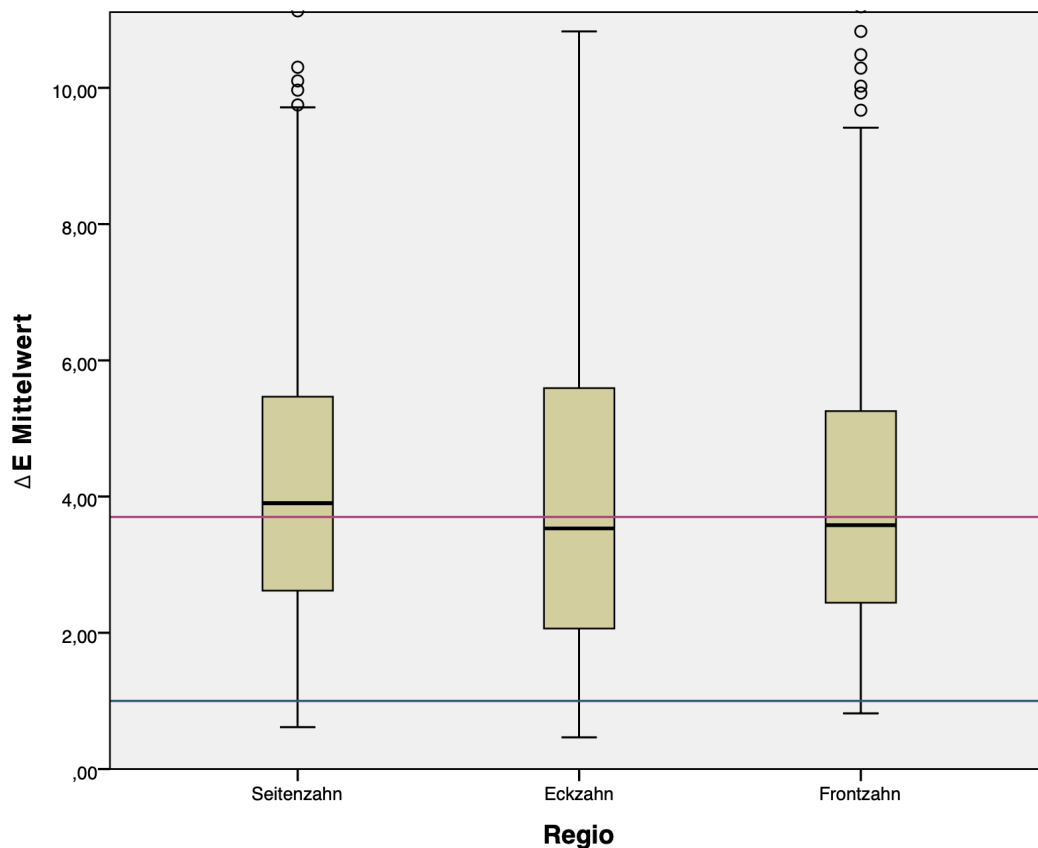


Abbildung 15: Der Box-Whisker-Plot zeigt die gemittelten Farbdifferenzen (ΔE) der jeweiligen betrachteten Zahnregion.

Tabelle 3: Bonferroni Mehrfachvergleich der Mittelwerte der abhängigen Variable ΔE der untersuchten Zahnregionen.

(I) Regio	(J) Regio	Mittlere Differenz (I-J)	Standardfehler	Signifikanz	95% Konfidenzintervall	
					Untergrenze	Obergrenze
Seitenzahn	Eckzahn	0,2	0,4	1,0	-0,7	1,2
	Frontzahn	0,3	0,3	1,0	-0,5	1,1
Eckzahn	Seitenzahn	-0,2	0,4	1,0	-1,2	0,7
	Frontzahn	0,1	0,4	1,0	-0,8	0,9
Frontzahn	Seitenzahn	-0,3	0,3	1,0	-1,1	0,5
	Eckzahn	0,1	0,4	1,0	-0,9	0,8

Zunächst wird der Box-Whisker-Plot der gemittelten Farbdifferenz ΔE der Messungen je Zahnregion beurteilt (Abbildung 15). Im Vergleich der Seitenzahn-, Eckzahn- und Frontzahngebiete lässt sich im Seitenzahnbereich im Mittel ein Überschreiten des

Grenzwerts für einen klinisch akzeptablen Farbunterschied von $\Delta E < 3,7$ erkennen ($\Delta E = 3,9$). Im Eckzahn- sowie Frontzahnggebiet ist der ΔE Mittelwert $< 3,7$, jedoch über der Wahrnehmbarkeitsschwelle von $\Delta E = 1$. Hier beträgt er im Bereich der Eckzähne $\Delta E = 3,5$ und im Bereich der Frontzähne $\Delta E = 3,6$. Der Unterschied zwischen den Gruppen erwies sich mit $p = 0,711$ als statistisch nicht signifikant. Der Bonferroni Mehrfachvergleich (Tabelle 3) zeigte mit $p = 1,0$ ebenfalls keine statistische Signifikanz.

5.2 Parameter ΔL^*

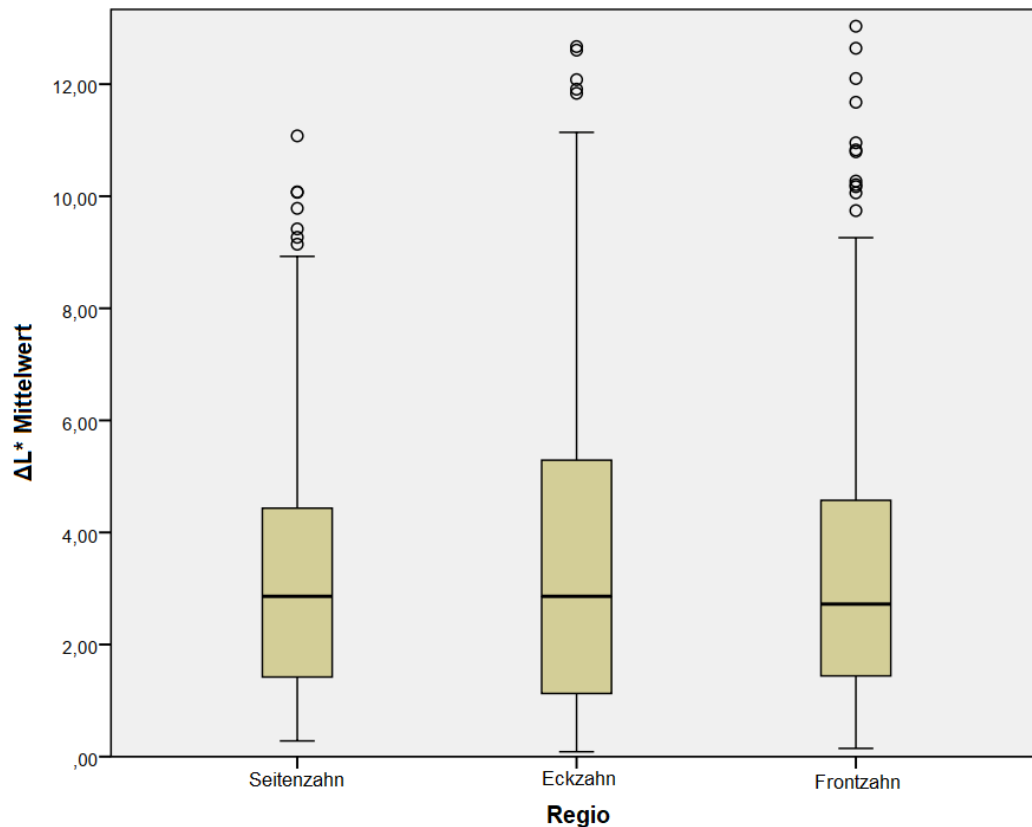


Abbildung 16: Der Box-Whisker-Plot zeigt die gemittelten Differenzen ΔL^* der gemessenen CIE L^* -Werte der jeweiligen betrachteten Zahnregion.

Tabelle 4: Bonferroni Mehrfachvergleich der Mittelwerte der abhängigen Variable ΔL^* der untersuchten Zahnregionen.

(I) Regio	(J) Regio	Mittlere Differenz (I-J)	Standardfehler	Signifikanz	95% Konfidenzintervall	
					Untergrenze	Obergrenze
Seitenzahn	Eckzahn	-0,1	0,4	1,0	-1,0	0,9
	Frontzahn	0,1	0,3	1,0	-0,7	0,9
Eckzahn	Seitenzahn	0,1	0,4	1,0	-0,9	1,0
	Frontzahn	0,2	0,4	1,0	-0,7	1,1
Frontzahn	Seitenzahn	-0,1	0,3	1,0	-0,9	0,7
	Eckzahn	-0,2	0,4	1,0	-1,1	0,7

In diesem Box-Whisker-Plot (Abbildung 16) werden die gemittelten ΔL^* Werte der einzelnen vermessenen Zahnregionen verglichen. Im Gegensatz zu Abbildung 15 (ΔE) ist hierbei im Mittelwert keine Schwankung zwischen den Zahnregionen erkennbar (Seitenzahn $\Delta L^*=2,9$, Eckzahn $\Delta L^*=2,9$, Frontzahn $\Delta L^*=2,7$). Zwischen den Gruppen ist mit $p=0,841$ keine statistische Signifikanz gegeben. Der Bonferroni-

Mehrfachvergleich (Tabelle 4) wies zwischen Eckzahn- und Frontzahnggebiet mit einem Unterschied von 0,2 Einheiten die größte mittlere Differenz auf. Mit einem p-Wert von $p=1,0$ konnte keine statistische Signifikanz nachgewiesen werden.

5.3 Parameter Δa^*

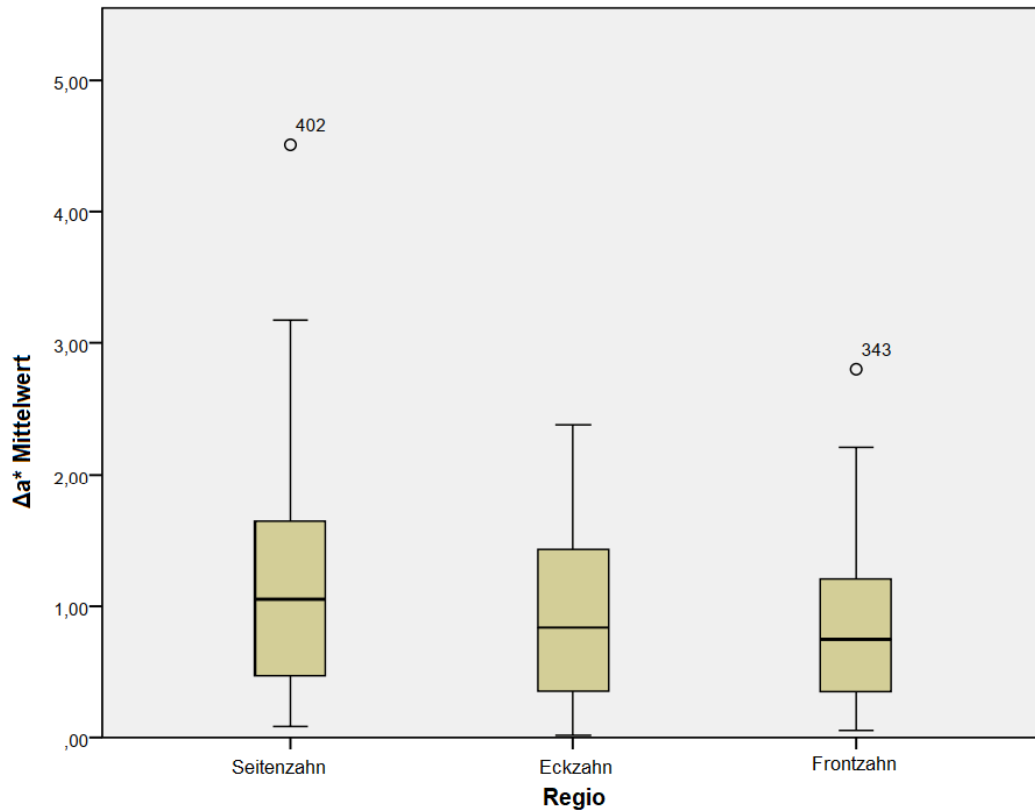


Abbildung 17: Der Box-Whisker-Plot zeigt die gemittelten Differenzen Δa der gemessenen CIE a^* -Werte der jeweiligen betrachteten Zahnregion.

Tabelle 5: Bonferroni Mehrfachvergleich der Mittelwerte der abhängigen Variable Δa^* der untersuchten Zahnregionen.

(I) Regio	(J) Regio	Mittlere Differenz (I-J)	Standardfehler	Signifikanz	95% Konfidenzintervall	
					Untergrenze	Obergrenze
Seitenzahn	Eckzahn	0,2	0,1	0,013	0,04	0,4
	Frontzahn	0,3	0,1	<0,001	0,2	0,5
Eckzahn	Seitenzahn	-0,2	0,1	0,013	-0,4	-0,04
	Frontzahn	0,1	0,1	0,494	0,1	0,3
Frontzahn	Seitenzahn	-0,3	0,1	<0,001	0,5	-0,2
	Eckzahn	-0,1	0,1	0,494	0,3	0,1

Bei Betrachtung des Box-Whisker Plots der abhängigen Variable Δa^* (Abbildung 17) lässt sich eine Abnahme des Mittelwerts für Δa^* von der gemessenen Seitenzahn- über die Eckzahn- zur Frontzahnregion erkennen (Seitenzahn $\Delta a^*=1,1$, Eckzahn $\Delta a^*=0,8$, Frontzahn $\Delta a^*=0,7$). Zwischen den Gruppen ist mit einem p-Wert $<0,05$ eine statistische Signifikanz gegeben. Nach Durchführung der Bonferroni-Korrektur zeigt sich für den Vergleich der Mittelwerte der einzelnen Zahnregionen eine statistische Signifikanz im Vergleich Seitenzahn zu Eckzahn mit einer mittleren Differenz von 0,2 Einheiten ($p=0,013$) und Seitenzahn zu Frontzahn mit einer mittleren Differenz von 0,3 Einheiten ($p<0,001$) (Tabelle 5).

5.4 Parameter Δb^*

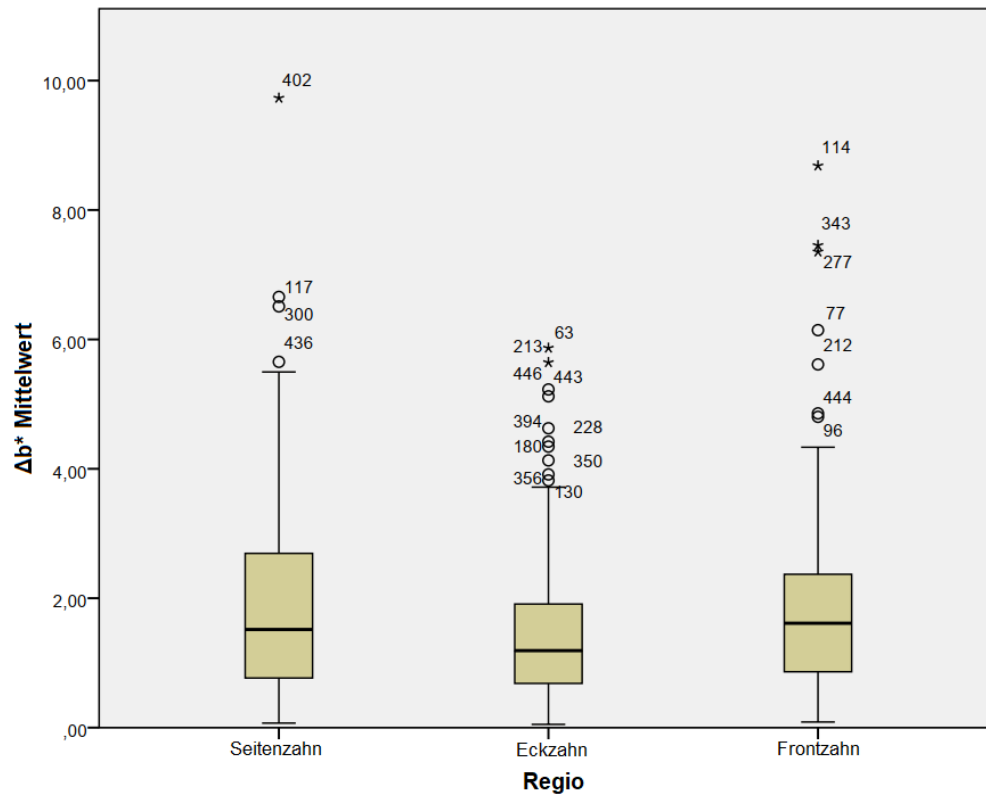


Abbildung 18: Der Box-Whisker Plot zeigt die gemittelten Differenzen Δb der gemessenen CIE b^* -Werte der jeweiligen betrachteten Zahnregion.

Tabelle 6: Bonferroni Mehrfachvergleich der Mittelwerte der abhängigen Variable Δb^* der untersuchten Zahnregionen.

(I) Regio	(J) Regio	Mittlere Differenz (I-J)	Standardfehler	Signifikanz	95% Konfidenzintervall	
					Unter-grenze	Ober-grenze
Seitenzahn	Eckzahn	0,3	0,2	0,217	-0,1	0,8
	Frontzahn	0,1	0,2	1,000	-0,3	0,5
Eckzahn	Seitenzahn	-0,3	0,2	0,217	-0,8	0,1
	Frontzahn	-0,2	0,2	0,562	-0,6	0,2
Frontzahn	Seitenzahn	-0,1	0,2	1,000	-0,5	0,3
	Eckzahn	0,2	0,2	0,562	-0,2	0,6

In Abbildung 18 sind die Messungen der Δb^* -Werte veranschaulicht. Es lässt sich eine Schwankung zwischen den Mittelwerten in den einzelnen vermessenen Zahnregionen erkennen (Seitenzahn $\Delta b^*=1,5$, Eckzahn $\Delta b^*=1,2$, Frontzahn $\Delta b^*=1,6$). Insgesamt liegen alle Differenzen der gemessenen CIE b^* -Werte bei einem Δb^* -Wert >1 , somit unterscheiden sich die absoluten gemessenen CIE b^* -Werte der beiden Spektralfotometer leicht. Der Vergleich der Mittelwerte der Zahnregionen weist zwischen Seitenzahn und Frontzahn nur eine geringe Differenz im Δb^* -Mittelwert auf (Differenz $\Delta b^*=0,1$), wohingegen die Differenzen des Mittelwerts der Δb^* -Werte zwischen Seitenzahn und Eckzahn (Differenz $\Delta b^*=0,3$), sowie Frontzahn und Eckzahn (Differenz $\Delta b^*=0,2$) größer sind. Mit einem p-Wert von $p=0,191$ lässt sich hierbei mittels der einfaktoriellen ANOVA allerdings keine statistische Signifikanz nachweisen. Ebenfalls ist im Bonferroni-Mehrfachvergleich (Tabelle 6) auf dem Niveau $\alpha=0,05$ keine statistische Signifikanz ermittelbar.

5.5 Korrelation der CIE L*-Werte

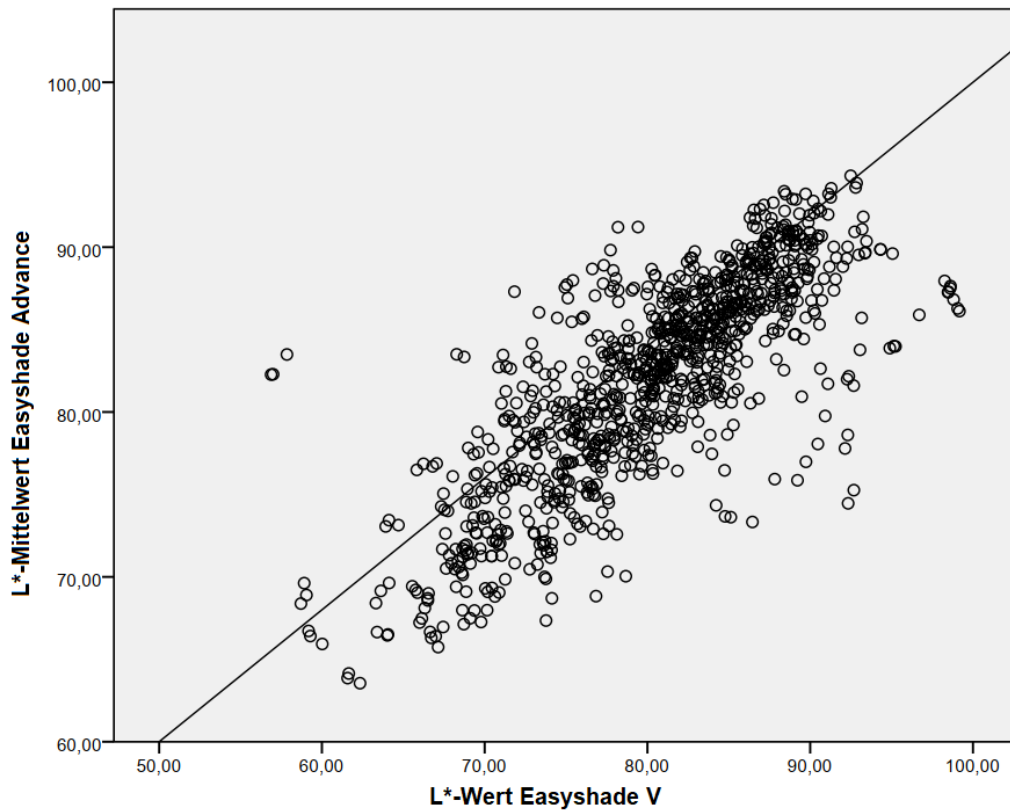


Abbildung 19: Das Streudiagramm zeigt die Korrelation der gemessenen CIE L*-Werte des Easyshade Advance 4.0 und Easyshade V.

Das in Abbildung 19 dargestellte Streudiagramm zeigt die Korrelation der gemessenen CIE L*-Werte. Es liegt ein positiver linearer Zusammenhang zwischen den CIE L*-Werten des Easyshade Advance 4.0 und Easyshade V mit einem Pearson Korrelationskoeffizient von $r=0,766$ vor. Somit liegt kein perfekt positiver linearer Zusammenhang vor ($r=1$).

5.6 Korrelation der CIE a*-Werte

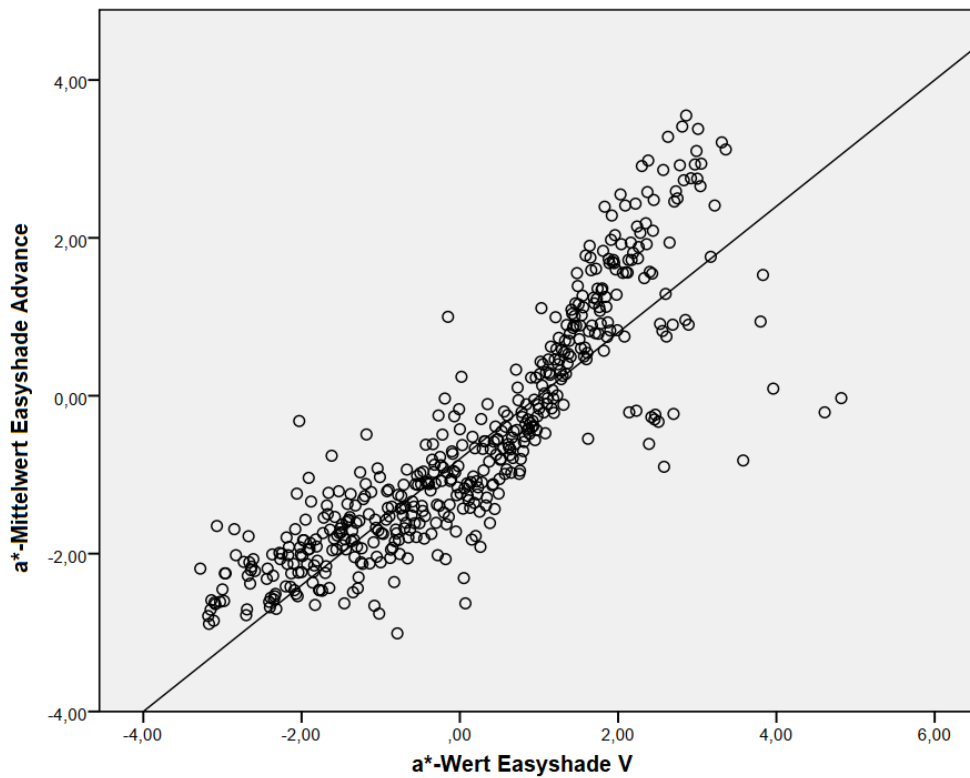


Abbildung 20: Das Streudiagramm zeigt die Korrelation der gemessenen CIE a*-Werte des Easyshade Advance 4.0 und Easyshade V.

Im Streudiagramm zur Darstellung der Korrelation der erhobenen CIE a*-Werte (Abbildung 20) lässt sich bis zum Bereich von a*-Werten von etwa 1,0 eine dezent gestreute, positive lineare Korrelation erkennen. Bei a*-Werten >1 sind die Messergebnisse gestreuter. Der Pearson Korrelationskoeffizient zwischen Easyshade Advance 4.0 und Easyshade V beträgt für die erhobenen a*-Werte $r=0,813$.

5.7 Korrelation der CIE b*-Werte

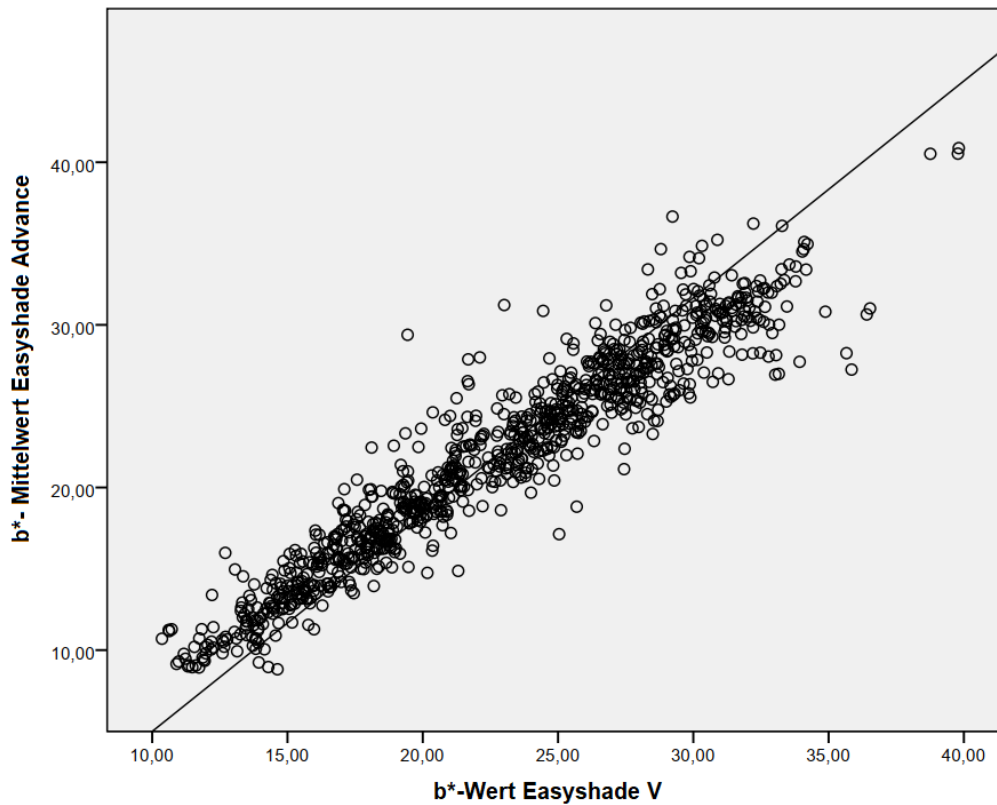


Abbildung 21: Das Streudiagramm zeigt die Korrelation der gemessenen CIE b*-Werte des Easyshade Advance 4.0 und Easyshade V.

Wie in Abbildung 21 ersichtlich, zeigt das Streudiagramm zur Veranschaulichung der Korrelation der erhobenen CIE b*-Werte des Easyshade Advance 4.0 und Easyshade V mit einem Pearson Korrelationskoeffizienten von $r=0,940$ einen nahezu perfekt positiven linearen Zusammenhang.

6. Diskussion

6.1 Diskussion der Methodik

Die vorliegende Arbeit zeigt die qualitative Übereinstimmung und Reproduzierbarkeit zweier Spektralfotometer bei der digitalen Zahnfarbenbestimmung. Es nahmen insgesamt 30 Probanden im Alter von 23-71 Jahren teil, davon waren 16 Personen männlich und 14 weiblich. Das mittlere Alter betrug 39,43 Jahre. In Bezug auf die natürliche alters- und geschlechtsabhängige Zahnfarbenverteilung der Probanden sind somit alle Altersgruppen und dazugehörigen Charakteristika in der Studie berücksichtigt worden. Alle Farbbestimmungen wurden mit dem VITA Easyshade 4.0 Advance, sowie dem VITA Easyshade V durchgeführt. Beide Geräte sind, wie bereits angeführt, Vertreter der etabliertesten Spektralfotometer und weisen im Vergleich zu anderen Geräten eine sehr hohe Genauigkeit auf (83-85). Das VITA Easyshade V Spektralfotometer mit einem Messbereich von 400-700nm dient in Publikationen regelmäßig als Referenzinstrument und produziert gemäß der CIE standardmäßig eine Beleuchtung von 6500 K (90). Dies gilt ebenfalls für das VITA Easyshade Advance 4.0 (13, 38). Um reproduzierbare Ergebnisse zu erzielen, fanden alle Messdurchgänge in denselben Räumlichkeiten der Poliklinik für zahnärztliche Prothetik und Werkstoffkunde der Johannes Gutenberg-Universität Mainz statt, ebenso wurde der Behandlungsstuhl bei jeder Messung in die identische Position gefahren um Unterschiede in der Haltung zu vermeiden. Die Raumbeleuchtung war entsprechend der DGZMK Stellungnahme in allen Versuchsdurchgängen konstant sichergestellt durch Beleuchtung mit Leuchtstoffröhren mit einer Farbtemperatur von 6500 K (Tageslicht), externes Licht wurde im Versuchsaufbau nicht ausgeschlossen (91). Blum et al. (2018) und Klotz et al. (2022) verwendeten in ihren komparativen Untersuchungen der beiden Easyshade Spektralfotometer eine vergleichbare Raumbeleuchtung und insbesondere Klotz et al. (2022) verzichteten ebenfalls auf den Ausschluss von Umgebungslicht (81, 84). Die für diese Studie verwendeten Spektralfotometer gehören zu den genauesten Instrumenten der digitalen Zahnfarbenbestimmung (50, 76, 79, 80, 82). Sie messen die Remissionswerte einer Probe über das Spektrum des sichtbaren Lichts von etwa 400- 700nm hinweg in 25nm Intervallen und wandeln diese in numerische Werte um, welche mit Hilfe der Farbkoordinaten des CIE L*a*b* Systems dreidimensional

dargestellt werden können (35). Aus diesen Farbkoordinaten lassen sich daraufhin Farbdifferenzen (ΔE) mit den dazugehörigen klinischen Konsequenzen errechnen (2, 35, 52, 60, 92). Die Verwendung von CIE $L^*a^*b^*$ Farbkoordinaten für zahnmedizinische Studien, genauer zur Beschreibung von Zahnfarbe im Farbraum, ist hinreichend belegt und weit verbreitet (3, 13, 50, 65, 82, 93, 94). Hauptbestandteile eines Spektralfotometers sind eine optische Lichtquelle, häufig ein Monochromator, welcher polychromatisches Licht mit Hilfe eines Prismas bricht und über einen Filter oder Blende in monochromatisches Licht umwandelt, sowie ein Detektor und Signalverarbeitungssystem zur Analyse des von der Probe reflektierten Lichts. Sie zählen zu den Systemen mit der höchsten Reproduzierbarkeit und finden in Studien zur Zahnfarbenbestimmung, sowie im klinischen Alltag breite Anwendung (35, 77). Innerhalb der Gruppe der Spektralfotometer lassen sich die Unterarten Punktmessgeräte und Flächenmessgeräte voneinander abgrenzen (95). Während Flächenmessgeräte in einer Aufnahme die gesamte Zahnfläche erfassen, führen Punktmessgeräte wie die beiden zur Anwendung gekommenen Spektralfotometer VITA Easyshade Advance 4.0 und VITA Easyshade V mehrere Messungen eines begrenzten Teils der Oberfläche, abhängig von der Größe der optischen Blende durch um CIE $L^*a^*b^*$ Werte zu bestimmen. Es wird daraufhin ein Mittelwert berechnet, welcher die Zahnfarbe angibt (52, 95, 96). Beide VITA Easyshade Spektralfotometer weisen eine Blendengröße von $19,63\text{mm}^2$ auf. Die hier verwendeten Spektralfotometer arbeiten mit einer $0^\circ/0^\circ$ Messgeometrie, was bedeutet, dass der Prüfkörper in einem 0° Winkel belichtet und das reflektierte Licht in einem 0° Winkel erfasst wird. Durch diesen Kontakt kann reflektierendes Licht das Messergebnis nicht verfälschen (48, 95). Fällt reflektiertes Licht hierbei aufgrund der geringen Blendengröße an der Messsonde vorbei und wird somit nicht erfasst, bezeichnet man dies als „edge loss effect“ (48, 97). In der Literatur finden sich in verschiedenen Arbeiten durch die Verwendung von unterschiedlichen Spektralfotometern neben der $0^\circ/0^\circ$ Messgeometrie weitere unterschiedliche Winkel, wie z.B. die $45^\circ/0^\circ$ Messgeometrie (35, 98, 99). Für die Verwendung im klinischen Alltag sind beide Easyshade Geräte zur digitalen Zahnfarbenbestimmung aufgrund ihrer Eigenschaften weit verbreitet (82). Vor jedem Messvorgang wurden beide Geräte nach Herstellerangaben neu kalibriert, wodurch eine ordnungsgemäße Funktionsweise zu erwarten war. Im Vergleich zu anderen komparativen Studien der beiden Spektralfotometer VITA Easyshade Advance 4.0 und Easyshade V von Klotz et al.

unterscheidet sich die Versuchsmethodik dahingehend, dass keine Positionierungsschiene zur exakten Positionierung der Faseroptik-Messspitze der VITA Easyshade Geräte auf der Zahnoberfläche verwendet wurde (81, 84). Geringe Abweichungen als Fehlerquelle bei der Erhebung der Ergebnisse durch Repositionierung der Messspitzen können somit nicht ausgeschlossen werden. Diese durch Neupositionierung bedingte Abweichung von Messwerten beeinflusst somit eine sachliche Beurteilung von digitalen Farbmessgeräten (9, 100). Blum stellte 2020 fest, dass bei der Beurteilung von VITA 3D-MASTER Farbergebnissen weder mit dem VITA Easyshade Advance 4.0, noch dem VITA Easyshade V ein Positionierungssplint verbesserte Ergebnisse hervorbrachte, jedoch eine Verwendung bei der Erhebung von CIE L*a*b* Werten zu genaueren und reproduzierbareren Ergebnissen führte (80, 84, 101). In der vorliegenden komparativen Studie wurde bewusst auf den Einsatz eines Positionierungssplints verzichtet, um die klinische Realität der Anwendung in der Zahnarztpraxis möglichst authentisch zu simulieren. Die einzelnen Messvorgänge wurden nacheinander durch denselben Zahnarzt durchgeführt. Da das VITA Easyshade V Spektralfotometer eine optimierte Ergonomie aufweist und somit eine deutlich veränderte Haptik und Handhabung beim Auslösen des Messvorgangs besitzt, können durch fehlende Routine des Untersuchers beim Positionieren der Messspitzen ohne Positionierungssplint zusätzlich Ungenauigkeiten nicht ausgeschlossen werden. Ebenso kann es durch den direkten Wechsel zwischen beiden Spektralfotometern zu einer Fehlerquelle in der Positionierung auf der abzumusternden Zahnoberfläche kommen.

6.2 Diskussion der Ergebnisse

Untersucht wurden die mittleren Farbdifferenzen (ΔE), sowie die Differenzen der gemessenen CIE L*a*b* Farbkoordinaten der beiden dentalen Spektralfotometer VITA Easyshade Advance 4.0 und Easyshade V bei Abmusterung von Front-, Eckzähnen und Seitenzähnen. Die erhobenen Ergebnisse zeigen keine statistische Signifikanz bei der Ermittlung von ΔE in den einzelnen Zahnbereichen, jedoch lagen die mittleren ΔE Werte im Seitenzahnggebiet mit $\Delta E=3,91$ über dem klinisch noch akzeptablen Grenzwert von $\Delta E=3,7$. Im Vergleich dazu lagen die ΔE Werte im Mittel im Frontzahnbereich bei $\Delta E=3,58$ und im Eckzahnbereich bei $\Delta E=3,53$. Bei der

Literaturrecherche ließen sich keine Studien finden, die den Farbabstand ΔE zwischen zwei Spektrofotometern je nach Zahnregion ermitteln. Es existieren hingegen einige Studien, welche die Differenz der einzelnen CIE L*a*b* Koordinaten aus denen sich ΔE errechnet, einbezogen haben, sowie Untersuchungen, die die Farbdifferenz zwischen dem zu bemusternden Zahn und der CIE L*a*b* Referenz eines passenden Farbringmusters ermittelten (81, 82). Klotz et al. untersuchten 2019 die Genauigkeit der Messungen mit beiden VITA Spektrofotometern bei Schneidezähnen und Prämolaren (82). Studien, welche die Molarenregion mit einbezogen, konnten während der Literaturrecherche nicht gefunden werden. Entsprechend der Ergebnisse der eigenen hier vorliegenden Studie konnten Klotz et al. keine signifikanten Unterschiede zwischen den beiden Spektrofotometern feststellen ($p=0.132$) (82). Geprüft wurde die erste Nullhypothese, nach welcher es unabhängig von der untersuchten Zahnregion zu keiner Zunahme der Farbdifferenz ΔE kommt. Der Box-Whisker-Plot (Abbildung 15) zur Auswertung der Farbdifferenzen ΔE der einzelnen Zahnregionen zeigt im Vergleich von Seiten-, Eck- und Frontzahnbereich im Seitenzahnbereich eine leicht erhöhte Farbdifferenz, verglichen mit der Frontzahn- und Eckzahnregion. Diese erwies sich aber mit $p=0,711$ statistisch als nicht signifikant, somit wird die Nullhypothese nicht abgelehnt.

Die zweite Nullhypothese konnte anhand des Box-Whisker-Plots 5.1 (Abbildung 15) abgelehnt werden. Die mittlere Farbdifferenz $\Delta E(\text{mean})$ im Seitenzahnbereich überstieg mit $\Delta E=3,91$ hier die Grenze der Wahrnehmbarkeitsschwelle ($\Delta E=1$), sowie des klinisch noch akzeptablen Farbunterschieds von $\Delta E=3,7$. Blum ermittelte in Bezug auf die CIE L*a*b* Farbwerte einen wahrnehmbaren Farbunterschied, welcher abhängig von der Verwendung einer Positionierungsschiene war (83, 84). Es konnten jedoch für Messungen mit, sowie ohne Positionierungsschiene statistische signifikante Farbdifferenzen ermittelt werden, welche die klinische Wahrnehmbarkeitsschwelle von $\Delta E=1$ überschritten, für Messungen ohne Positionierungssplint lag der p-Wert bei $p=0,004$. Hemming et al. konnten ebenfalls feststellen, dass die Verwendung einer Positionierungsschiene Einflüsse auf die Reproduzierbarkeit der Messergebnisse hat (102). Die eigenen ermittelten Ergebnisse weisen im Vergleich zur Arbeit von Blum höhere Farbdifferenzen zwischen beiden Easyshade Geräten auf. Dies könnte dadurch begründet werden, dass in der vorliegenden Studie alle Messungen von

demselben Untersucher durchgeführt wurden. Dies geben Klotz et al. ebenfalls als Limitation ihrer Studie an (82).

Es existieren kaum Daten zur Reliabilität der VITA Easyshade V Spektralfotometer bei der Vermessung posteriorer Zähne, die meisten Studien untersuchten ausschließlich Schneidezähne. So zeigten Kim und Zenthöfer et al. zuverlässige Ergebnisse bei der Vermessung der anterioren Zähne jeweils für das Easyshade Advance 4.0, als auch für das Easyshade V (11, 103). Klotz und Habibi et al. zeigten 2020 ebenso wie die hier durchgeführte Studie eine exzellente Übereinstimmung der erhobenen CIE L*a*b* Werte zwischen VITA Easyshade Advance 4.0 und VITA Easyshade V im Frontzahn- und Prämolarenbereich (82). Sie geben an, dass diese Ergebnisse sich deutlich von vorherigen Untersuchungen von Karamouzou et al. unterscheiden, wobei hierbei hervorzuheben ist, dass diese Studie mit einem nichtkontakt Spektralfotometer durchgeführt wurde, welches durch sein Design schwieriger in der Handhabung beim Vermessen posteriorer Regionen ist (104). Klotz et al. zeigten 2018 im Vergleich beider Easyshade Spektralfotometer eine exzellente Reproduzierbarkeit der CIE L*a*b* Farbkoordinaten mit einer Maximalabweichung im L*-Wert von 0,9 Einheiten ($L^*_{ES-A}(\text{mean})=76,5$ und $L^*_{ES-V}(\text{mean})=77,4$) (81). Die Maximalabweichungen im a*-Mittelwert betragen 0,2 Einheiten, im b*-Mittelwert betragen diese 0,4 Einheiten. Eine statistische Signifikanz konnte bei den gemessenen Ergebnissen aller drei Farbkoordinaten nachgewiesen werden ($p<0,001$). Dies stellt im Vergleich zu den eigenen gewonnenen Ergebnissen eine ähnliche Verteilung der Gewichtung der Reproduzierbarkeit dar, allerdings zeigt die eigene Studie deutlichere Unterschiede zwischen den Maximalabweichungen der absoluten Werten für die einzelnen Farbkoordinaten ($\Delta L^*_{\text{mean}} \text{Seitenzahn: } 2,87$, $\Delta a^*_{\text{mean}} \text{Seitenzahn: } 1,06$, $\Delta b^*_{\text{mean}} \text{Frontzahn: } 1,63$), weist jedoch außer für die erhobenen a*-Werte ($p<0,05$) keine statistische Signifikanz auf. Insgesamt lässt sich jedoch somit über alle Messwerte hinweg eine sehr gute Reproduzierbarkeit feststellen. Dies deckt sich mit einigen weiteren Studien, welche die Reproduzierbarkeit von dentalen Spektralfotometern, besonders den VITA Easyshade Geräten untersuchten (65, 85, 105). Die höheren Maximalabweichungen im Vergleich zur Studie von Klotz et al. könnten darauf zurückzuführen sein, dass in der vorliegenden Arbeit auf die Verwendung eines Positionierungssplints verzichtet wurde. Hemming zeigte 2015, dass sich die Reproduzierbarkeit der erhobenen CIE L*a*b* Farbkoordinaten mit der Verwendung

eines Positionierungssplints verbessern lässt (102). Ebenso wurde im Ablauf der Datenerhebung je Proband direkt zwischen beiden Spektralfotometern gewechselt. Da das VITA Easyshade V im Vergleich zum VITA Easyshade Advance 4.0 eine verbesserte Haptik und Ergonomie aufweist, ist es denkbar, dass diese veränderte Haltung beim Messvorgang mitursächlich für eine größere Maximalabweichung der $L^*a^*b^*$ Koordinaten ist. Die dritte Nullhypothese, nach welcher die Messung der CIE $L^*a^*b^*$ Farbkoordinaten in allen Zahnregionen keine signifikanten Unterschiede aufweist, wurde mithilfe der Bonferroni Mehrfachvergleiche analysiert (Tabelle 18, 20, 22). Eine statistische Signifikanz konnte bei der Messung der a^* -Werte im Seitenzahnbereich festgestellt werden, womit diese Nullhypothese für die Messung der a^* -Werte verworfen werden kann.

Die vierte Nullhypothese der Studie wurde anhand der Streudiagramme (Abbildung 19-21) und der Ermittlung der bivariaten Pearson-Korrelation überprüft. Sie besagt, dass die Messungen der CIE $L^*a^*b^*$ Koordinaten beider Spektralfotometer einen positiven linearen Zusammenhang zeigen. Für die einzelnen Farbkoordinaten ergab sich ein Pearson Korrelationskoeffizient von $r(L^*)=0,766$, $r(a^*)=0,813$ und $r(b^*)=0,940$. Dies zeigt zwar für alle CIE Farbkoordinaten eine positive Korrelation (perfekt positiv: $r=1$), allerdings erwiesen sich alle zweiseitigen Korrelationen als höchst signifikant ($p<0,001$), womit die Nullhypothese abgelehnt werden muss. In den Streudiagrammen in Abbildung 19 und 20 ist ersichtlich, dass trotz eines hohen Korrelationskoeffizienten von $r=0,766$ für L^* , sowie $r=0,813$ für a^* eine deutliche Streuung der Messergebnisse vorliegt. Dies deckt sich teils mit den Untersuchungen von Klotz et al., welche ebenfalls unter allen CIE Koordinaten den größten Unterschied zwischen den gemessenen L^* -Werten feststellen konnten, jedoch wies auch hier die Differenz der CIE-Farbkoordinaten des Easyshade Advance 4.0 und Easyshade V in allen einzelnen Koordinaten eine statistische Signifikanz auf (81).

7. Zusammenfassung

Ziel dieser Studie war es das VITA Easyshade Advance 4.0 mit dem VITA Easyshade V auf Reproduzierbarkeit in Bezug auf die gemessenen CIE L*a*b* Farbkoordinaten, sowie den daraus resultierenden Farbunterschied ΔE , abhängig von der vermessenen Zahnregion hin zu vergleichen. Zur Untersuchung wurden bei 30 Probanden insgesamt 453 Zähne jeweils dreimal mit dem VITA Easyshade Advance 4.0 Spektralfotometer, sowie dem VITA Easyshade V vermessen, was eine Gesamtzahl der Messungen je Spektralfotometer von $n=1359$ ergab. Getestet wurde jeweils das mittlere Zahndrittel der restaurationsfreien Front- Eck- und Seitenzähne, ohne Anwendung einer Positionierungsschiene, um eine Situation möglichst nah am klinischen Alltag zu simulieren. Durch die Messungen wurden CIE L*a*b* Daten für jedes Spektralfotometer gesammelt, aus welchen die Farbunterschiede ΔE , sowie die gemittelten Differenzen ΔL^* , Δa^* und Δb^* je Zahnregion errechnet werden konnten. Die so erhobenen Daten wurden zunächst zwischengespeichert, bevor sie mit Microsoft Excel und IBM SPSS aufbereitet und ausgewertet wurden. Die statistische Analyse erfolgte mit Hilfe der einfaktoriellen Varianzanalyse (ANOVA) und dem Bonferroni post-hoc Test als Mehrfachvergleich, sowie der Pearson-Korrelationsanalyse für die Farbkoordinaten L*, a* und b*. Bei der Ermittlung der Farbdifferenz ΔE in den einzelnen Zahnregionen ließ sich kein signifikanter Unterschied feststellen ($p>0,05$). In jeweils dem Front-, Eckzahn- und Seitenzahnbereich erwies sich der Farbunterschied als klinisch wahrnehmbar ($\Delta E>1$). Lediglich im Front- und Eckzahnbereich bewegte sich dieser im klinisch akzeptablen Rahmen ($\Delta E<3,7$), im Seitenzahnbereich lag der mittlere ΔE -Wert über der Akzeptanzschwelle. Die erhobenen Differenzen der CIE Werte ΔL^* und Δb^* zeigten ebenfalls keine statistische Signifikanz in allen Zahnregionen ($p>0,05$). Bei der Untersuchung der CIE a* Werte (Δa^*) mittels Bonferroni Mehrfachvergleich konnte ein signifikanter Unterschied im Vergleich Seitenzahn zu Eckzahn ($p=0,013$) und Seitenzahn zu Frontzahn ($p<0,001$) nachgewiesen werden. Alle untersuchten Parameter L*, a* und b* zeigten zwischen dem VITA Easyshade Advance 4.0 und dem VITA Easyshade V über alle Zahnregionen hinweg jeweils eine positive Korrelation mit Pearson-Korrelationskoeffizienten von $r=0,766$ (CIE L*), $r=0,813$ (CIE a*) und $r=0,940$ (CIE b*). Somit zeigt sich die größte Korrelation in den isolierten CIE b*-Werten und die breiteste Streuung in den CIE L*-Werten. Trotz der hohen Korrelation erwiesen

sich alle Messergebnisse als statistisch signifikant mit $p < 0,001$. Die Ergebnisse dieser Studie zeigen, dass beide VITA Easyshade Spektralfotometer Easyshade Advance 4.0 und Easyshade V genaue und verlässliche Instrumente zur digitalen Zahnfarbenbestimmung darstellen. Es zeigen sich in allen einzelnen Zahnregionen des Menschen in der klinischen Situation nahezu gleichwertige Messergebnisse. Somit kann der bisherige Wissensstand der komparativen Leistung beider Spektralfotometer zu Frontzähnen und Prämolaren um die Untersuchung von Molaren und Eckzähnen erweitert werden. Der Anwender muss sich darüber im Klaren sein, dass durch die verbesserte Ergonomie des Easyshade V Unterschiede in der Farbmessung besonders im klinisch oft schwer zugänglichen Seitenzahnbereich auftreten können. Falls möglich kann dieser Fehlerquelle in der Behandlungssituation durch die Verwendung eines Positionierungssplints begegnet werden.

8. Literaturverzeichnis

1. Li Q, Yu H, Wang YN. In vivo spectroradiometric evaluation of colour matching errors among five shade guides. *Journal of oral rehabilitation*. 2009;36(1):65-70.
2. Johnston WM. Color measurement in dentistry. *Journal of dentistry*. 2009;37 Suppl 1:e2-6.
3. Chu SJ, Trushkowsky RD, Paravina RD. Dental color matching instruments and systems. Review of clinical and research aspects. *Journal of dentistry*. 2010;38 Suppl 2:e2-16.
4. Knispel G. Factors affecting the process of color matching restorative materials to natural teeth. *Quintessence international* (Berlin, Germany : 1985). 1991;22(7):525-31.
5. van der Burgt TP, ten Bosch JJ, Borsboom PC, Kortsmit WJ. A comparison of new and conventional methods for quantification of tooth color. *The Journal of prosthetic dentistry*. 1990;63(2):155-62.
6. Preston JD, Ward LC, Bobrick M. Light and lighting in the dental office. *Dental clinics of North America*. 1978;22(3):431-51.
7. Culpepper WD. A comparative study of shade-matching procedures. *The Journal of prosthetic dentistry*. 1970;24(2):166-73.
8. Paul SJ KM. Digitale Farbbestimmung. Vereinfacht der Computer die Farbbestimmung für Keramik? *Quintessenz Zahntech*, 30 (6):610-618. 2004.
9. Ülker N. Digitale Zahnfarbenbestimmung: Reliabilität und Validität des VITA Easyshade advance. *Zahnmed Diss Jena*. 2015.
10. Paravina RD, Powers JM, Fay RM. Color comparison of two shade guides. *The International journal of prosthodontics*. 2002;15(1):73-8.
11. Zenthofer A, Cabrera T, Corcodel N, Rammelsberg P, Hassel AJ. Comparison of the Easyshade Compact and Advance in vitro and in vivo. *Clinical oral investigations*. 2014;18(5):1473-9.
12. Lagouvardos PE, Fougia AG, Diamantopoulou SA, Polyzois GL. Repeatability and interdevice reliability of two portable color selection devices in matching and measuring tooth color. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2009;101(1):40-5.

13. Da Silva JD, Park SE, Weber HP, Ishikawa-Nagai S. Clinical performance of a newly developed spectrophotometric system on tooth color reproduction. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2008;99(5):361-8.
14. Billmeyer F, Saltzman M. *Grundlagen der Farbtechnologie*. Muster-Schmidt Verlag Göttingen Zürich. 1993.
15. Itten C. *Farbe und Kommunikation*,. Seemann Henschel; 1, Edition (1 März 2006).
16. Welsch N. *Theorie des Farbensehens. Theorien des Farbensehens* In: *Farben Spektrum Akademischer Verlag, Heidelberg*. 2012;https://doi.org/10.1007/978-3-8274-2847-9_10.
17. Küppers H. *Das Grundgesetz der Farbenlehre*. DuMont Buchverlag; 11 Edition. 2004.
18. Goethe JW. *Zur Farbenlehre*. Zenodot Verlagsgesellschaft, Neuauflage. 2016.
19. *Meyers Konversationslexikon (1885-90)*. Das Urheberrecht ist erloschen, die Inhalte sind gemeinfrei. 4. Auflage.
20. Pape HC et al., Silbernagl S. *Physiologie*. Thieme; 9 vollständig überarbeitete Edition. 2019.
21. Behrends J, Bischofberger J, Deutzmann R, Ehmke H, Frings S et al. *Duale Reihe Physiologie* Thieme; 4, unveränderte Edition.
22. Gerstorfer M. *Crashkurs Physiologie*. Urban & Fischer Verlag/Elsevier GmbH. 2004.
23. Brandes R, Schmidt RF. *Physiologie des Menschen: mit Pathophysiologie*. 2019;Springer; 32. Aufl. 2019 Edition.
24. Lehmann KM, Igiel C, Scheller H, editors. *Die nächste Generation der Farbbestimmung: digitale Farbbestimmungssysteme* 2012.
25. Berger-Schunn A. *Practical color measurement; a primer for the beginner, a reminder for the expert*: Wiley; 1994.
26. Hunter RS, Harold R. *The Measurement of Appearance*. John Wiley + Sons, New York. 1987.
27. Sproull RC. *Color matching in dentistry. Part II. Practical applications of the organization of color*. 1973. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2001;86(5):458-64.

28. Ginzburg M, Gilboa I. [Tooth color matching systems and communication with dental laboratory in indirect restorations: 2011 update]. Refu'at ha-peh veshinayim (1993). 2012;29(1):28-34, 64.
29. Hammad IA. Intrarater repeatability of shade selections with two shade guides. The Journal of prosthetic dentistry. 2003;89(1):50-3.
30. Joiner A, Luo W. Tooth colour and whiteness: A review. Journal of dentistry. 2017;67s:S3-s10.
31. Strub J. Curriculum Prothetik. Quintessenz Verlags GmbH, Berlin. 1994.
32. Bakhshi S, Gilbert E. Red, purple and pink: the colors of diffusion on pinterest. PloS one. 2015;10(2):e0117148.
33. Strub J. Curriculum Prothetik Band II. 2010;4., überarbeitete Auflage, Quintessenz, Berlin.
34. Chang JY, Chen WC, Huang TK, Wang JC, Fu PS, Chen JH, et al. Evaluating the accuracy of tooth color measurement by combining the Munsell color system and dental colorimeter. The Kaohsiung journal of medical sciences. 2012;28(9):490-4.
35. Berns R. Billmeyer and Saltzman's Principles of Color Technology. Fourth Edition. John Wiley + Sons, New York. 2019.
36. Igiel C, Weyhrauch M, Wentaschek S, Scheller H, Lehmann KM. Dental color matching: A comparison between visual and instrumental methods. Dental materials journal. 2016;35(1):63-9.
37. Jorgenson MW, Goodkind RJ. Spectrophotometric study of five porcelain shades relative to the dimensions of color, porcelain thickness, and repeated firings. The Journal of prosthetic dentistry. 1979;42(1):96-105.
38. Junker S. Evaluation des Einflusses der Positionierung von Farbmustern auf die Reproduzierbarkeit des Ergebnisses im Rahmen der dentalen Farbnahme. Zahnmed Diss Mainz. 2021.
39. O'Brien WJ, Hemmendinger H, Boenke KM, Linger JB, Groh CL. Color distribution of three regions of extracted human teeth. Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials. 1997;13(3):179-85.
40. Khashayar G, Bain PA, Salari S, Dozic A, Kleverlaan CJ, Feilzer AJ. Perceptibility and acceptability thresholds for colour differences in dentistry. Journal of dentistry. 2014;42(6):637-44.

41. Koksal T, Dikbas I. Color stability of different denture teeth materials against various staining agents. *Dental materials journal*. 2008;27(1):139-44.
42. Lehmann KM, Hellwig E, Wenz HJ. *Zahnärztliche Propädeutik: Einführung in die Zahnheilkunde*. Deutscher Ärzteverlag; 12, vollständig überarbeitete und erweiterte Edition. 2011.
43. Steiniger B. *Mikroskopische Anatomie der Zähne und des Parodonts*. Thieme Georg Verlag. 2010.
44. Joiner A. Tooth colour: a review of the literature. *Journal of dentistry*. 2004;32 Suppl 1:3-12.
45. Watts A, Addy M. Tooth discolouration and staining: a review of the literature. *British dental journal*. 2001;190(6):309-16.
46. Vaarkamp J, ten Bosch JJ, Verdonschot EH. Propagation of light through human dental enamel and dentine. *Caries research*. 1995;29(1):8-13.
47. Zijp JR, Bosch JJ. Theoretical model for the scattering of light by dentin and comparison with measurements. *Applied optics*. 1993;32(4):411-5.
48. ten Bosch JJ, Coops JC. Tooth color and reflectance as related to light scattering and enamel hardness. *Journal of dental research*. 1995;74(1):374-80.
49. Touati B, Miara P. Light transmission in bonded ceramic restorations. *Journal of esthetic dentistry*. 1993;5(1):11-8.
50. Arndt A. *Klinische Untersuchung zur Zahnfarbenbestimmung. Ein Vergleich zwischen Spektralfotometer, Kolorimeter und visueller Abmusterung durch den menschlichen Betrachter*. Med Diss Mainz. 2015.
51. Lemire PA. Farbe und Zahnersatz. *Die Quintessenz*. 1979;6:109-15.
52. Baltzer A, Kaufmann-Jinoian V. Die Bestimmung der Zahnfarben. *Zahntech* 2004a;30:726-40.
53. Lehmann KM, Devigus A, Igiel C, Weyhrauch M, Schmidtman I, Wentaschek S, et al. Are dental color measuring devices CIE compliant? *The European journal of esthetic dentistry : official journal of the European Academy of Esthetic Dentistry*. 2012;7(3):324-33.
54. Curd FM, Jasinevicius TR, Graves A, Cox V, Sadan A. Comparison of the shade matching ability of dental students using two light sources. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2006;96(6):391-6.

55. Capa N, Malkondu O, Kazazoglu E, Calikkocaoglu S. Evaluating factors that affect the shade-matching ability of dentists, dental staff members and laypeople. *Journal of the American Dental Association* (1939). 2010;141(1):71-6.
56. Faber FJ, Bestimmung der Zahnfarbe. Stellungnahme der DGZMK V1.0, Stand 09/2006. *DZZ* 57 (08) 2002. 2006.
57. Haddad HJ, Jakstat HA, Arnetzl G, Borbely J, Vichi A, Dumfahrt H, et al. Does gender and experience influence shade matching quality? *Journal of dentistry*. 2009;37 Suppl 1:e40-4.
58. Chu SJ. Dentale Farbenlehre. Farbbestimmung und Farbkommunikation in der ästhetischen Zahnmedizin. QP Deutschland. 1. Auflage 2005.
59. Paravina RD, Powers JM, Fay RM. Dental color standards: shade tab arrangement. *Journal of esthetic and restorative dentistry : official publication of the American Academy of Esthetic Dentistry* [et al]. 2001;13(4):254-63.
60. Paravina RD, O'Neill PN, Swift EJ, Jr., Nathanson D, Goodacre CJ. Teaching of color in predoctoral and postdoctoral dental education in 2009. *Journal of dentistry*. 2010;38 Suppl 2:e34-40.
61. Paravina RD. Performance assessment of dental shade guides. *Journal of dentistry*. 2009;37 Suppl 1:e15-20.
62. VITA Toothguide 3D MASTER Anleitung, VITA Zahnfabrik, Bad Säckingen, Deutschland.
63. Seghi RR, Hewlett ER, Kim J. Visual and instrumental colorimetric assessments of small color differences on translucent dental porcelain. *Journal of dental research*. 1989;68(12):1760-4.
64. Seghi RR, Johnston WM, O'Brien WJ. Performance assessment of colorimetric devices on dental porcelains. *Journal of dental research*. 1989;68(12):1755-9.
65. Lehmann KM, Devigus A, Igiel C, Wentaschek S, Azar MS, Scheller H. Repeatability of color-measuring devices. *The European journal of esthetic dentistry : official journal of the European Academy of Esthetic Dentistry*. 2011;6(4):428-35.
66. Sproull RC. Color matching in dentistry. Part I. The three-dimensional nature of color. 1973. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2001;86(5):453-7.
67. Sproull RC. Color matching in dentistry. 3. Color control. *The Journal of prosthetic dentistry*. 1974;31(2):146-54.

68. Kohlmeyer B, Scheller H. Zahnfarbenbestimmung mit dem PC-gestützten Messgerät Digital Shade Guide: Erste Ergebnisse. Deutsche zahnärztliche Zeitschrift. 2002;57(3):172-5.
69. Paul SJ, Peter A, Rodoni L, Pietrobon N. Conventional visual vs spectrophotometric shade taking for porcelain-fused-to-metal crowns: a clinical comparison. The International journal of periodontics & restorative dentistry. 2004;24(3):222-31.
70. Tam WK, Lee HJ. Dental shade matching using a digital camera. Journal of dentistry. 2012;40 Suppl 2:e3-10.
71. Devigus A. Die digitale Farbmessung in der Zahnmedizin.
72. Wee AG, Lindsey DT, Kuo S, Johnston WM. Color accuracy of commercial digital cameras for use in dentistry. Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials. 2006;22(6):553-9.
73. Goldstein GR, Schmitt GW. Repeatability of a specially designed intraoral colorimeter. The Journal of prosthetic dentistry. 1993;69(6):616-9.
74. Dancy WK, Yaman P, Dennison JB, O'Brien WJ, Razzoog ME. Color measurements as quality criteria for clinical shade matching of porcelain crowns. Journal of esthetic and restorative dentistry : official publication of the American Academy of Esthetic Dentistry [et al]. 2003;15(2):114-21; discussion 22.
75. Tung FF, Goldstein GR, Jang S, Hittelman E. The repeatability of an intraoral dental colorimeter. The Journal of prosthetic dentistry. 2002;88(6):585-90.
76. Paul S, Peter A, Pietrobon N, Hämmerle CH. Visual and spectrophotometric shade analysis of human teeth. Journal of dental research. 2002;81(8):578-82.
77. Ratzmann A, Welk A, Hoppe S, Fanghaenel J, Schwahn C. New insights in the reproducibility of visual and electronic tooth color assessment for dental practice. Head & face medicine. 2020;16(1):37.
78. Lehmann KM, Scheller H. Visuelle und digitale Farbestimmung. ZWP, Zahnarzt Wirtschaft Praxis. 2012;04/2012.
79. Weyhrauch M, Igiel C, Pabst AM, Wentaschek S, Scheller H, Lehmann KM. Interdevice agreement of eight equivalent dental color measurement devices. Clinical oral investigations. 2015;19(9):2309-18.

80. Kim-Pusateri S, Brewer JD, Davis EL, Wee AG. Reliability and accuracy of four dental shade-matching devices. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2009;101(3):193-9.
81. Klotz AL, Habibi Y, Corcodel N, Rammelsberg P, Hassel AJ, Zenthöfer A. Laboratory and clinical reliability of two spectrophotometers. *Journal of esthetic and restorative dentistry : official publication of the American Academy of Esthetic Dentistry [et al]*. 2022;34(2):369-73.
82. Klotz AL, Habibi Y, Hassel AJ, Rammelsberg P, Zenthöfer A. How reliable and accurate is the shade determination of premolars by spectrophotometry? *Clinical oral investigations*. 2020;24(4):1439-44.
83. Blum SL. Digitale Zahnfarbbestimmung - Ein Vergleich von intraoralen Spektrophotometern. *Zahnmed. Diss. Leipzig*. 2020.
84. Blum SL, Horn M, Olms C. A comparison of intraoral spectrophotometers-Are there user-specific differences? *Journal of esthetic and restorative dentistry : official publication of the American Academy of Esthetic Dentistry [et al]*. 2018;30(5):442-8.
85. Olms C, Setz JM. The repeatability of digital shade measurement--a clinical study. *Clinical oral investigations*. 2013;17(4):1161-6.
86. Liu F, Xu TK, Xu MM, Feng HL, Song GY. [Application and comparison of two shade guide training systems]. *Zhonghua kou qiang yi xue za zhi = Zhonghua kouqiang yixue zazhi = Chinese journal of stomatology*. 2009;44(11):645-8.
87. Hassel A. Präzise Zahnfarbbestimmung ist entscheidender Schritt für den Erfolg. Quintessenz publishing. 2019;<https://www.quintessence-publishing.com/deu/de/news/zahnmedizin/prothetik/praezise-zahnfarbbestimmung-ist-entscheidender-schritt-fuer-den-erfolg>.
88. Bedienungsanleitung. VITA Easyshade advance 4.0.
89. Bedienungsanleitung. VITA Easyshade V.
90. Technische Daten VITA Easyshade V.
91. Faber F. Die Bestimmung der Zahnfarbe, DGZMK Stellungnahme. *Deutsche Zahnärztliche Zeitschrift* 57, 448-449. 2002.
92. Pirvulescu IL ea. Influence of Different Illuminants on Spectrophotometric Tooth Color Determination. *J Clin Med Res*. 2022.
93. Russell MD, Gulfranz M, Moss BW. In vivo measurement of colour changes in natural teeth. *Journal of oral rehabilitation*. 2000;27(9):786-92.

94. Della Bona A, Barrett AA, Rosa V, Pinzetta C. Visual and instrumental agreement in dental shade selection: three distinct observer populations and shade matching protocols. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*. 2009;25(2):276-81.
95. Persohn-Lösel GR. Einfluss verschiedener Stumpffarben auf die Farbrealisation CAD/CAM gefertigter Lithiumdisilikat Frontzahnkronen unter Anwendung von Variolink Esthetic. *Med Diss Mainz*. 2022.
96. Lee YK, Lim BS, Kim CW. Difference in polymerization color changes of dental resin composites by the measuring aperture size. *Journal of biomedical materials research Part B, Applied biomaterials*. 2003;66(1):373-8.
97. Geveaux L, Clerc R et al. Evaluating edge loss in the reflectance measurement of translucent materials. *Applied optics*. 2020;Vol. 59, No. 28/1. Oct. 2020.
98. Igiel C, Lehmann KL et al. Vergleichende Untersuchung zur Reproduzierbarkeit digitaler dentaler Farbbestimmungssysteme. *Deutsche Zahnärztliche Zeitschrift* 67 (9). 2012.
99. Chaiyabutr Y, Kois JC, Lebeau D, Nunokawa G. Effect of abutment tooth color, cement color, and ceramic thickness on the resulting optical color of a CAD/CAM glass-ceramic lithium disilicate-reinforced crown. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2011;105(2):83-90.
100. Witkowski S, Yajima ND, Wolkewitz M, Strub JR. Reliability of shade selection using an intraoral spectrophotometer. *Clinical oral investigations*. 2012;16(3):945-9.
101. Kim-Pusateri S, Brewer JD, Dunford RG, Wee AG. In vitro model to evaluate reliability and accuracy of a dental shade-matching instrument. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2007;98(5):353-8.
102. Hemming M, Kwon SR, Qian F. Repeatability in Color Measurements of a Spectrophotometer using Different Positioning Devices. *The journal of contemporary dental practice*. 2015;16(12):933-8.
103. Kim HK. Evaluation of the repeatability and matching accuracy between two identical intraoral spectrophotometers: an in vivo and in vitro study. *The journal of advanced prosthodontics*. 2018;10(3):252-8.
104. Karamouzos A, Papadopoulos MA, Kolokithas G, Athanasiou AE. Precision of in vivo spectrophotometric colour evaluation of natural teeth. *Journal of oral rehabilitation*. 2007;34(8):613-21.

105. Knezović D, Zlatarić D, Illeš I, Alajbeg M, Žagar. In Vivo and in Vitro Evaluations of Repeatability and Accuracy of VITA Easyshade® Advance 4.0 Dental Shade-Matching Device. *Acta stomatologica Croatica*. 2015;49(2):112-8.

9. Copyrightverzeichnis

Abbildung 2: Eine Darstellung der additiven Farbmischung

Creative Commons Attribution-Share Alike 3.0 Lizenz

<https://commons.wikimedia.org/wiki/File:AdditiveColorMixing.svg>

Abbildung 4: Wellenlängenspektrum des sichtbaren Lichts

Creative Commons Attribution-Share Alike 4.0 Lizenz

<https://commons.wikimedia.org/wiki/File:Visible-spectrum-400-700-nm.png>

Abbildung 6: Absorptionsmaxima der Fotorezeptoren

Creative Commons Attribution-Share Alike 3.0 Lizenz

[https://commons.wikimedia.org/wiki/File:Cone-response-de\(2\).svg](https://commons.wikimedia.org/wiki/File:Cone-response-de(2).svg)

Abbildung 7: Die Visualisierung des Munsell Farbsystems

Creative Commons Attribution-Share Alike 3.0 Lizenz

https://commons.wikimedia.org/wiki/File:Munsell_1943_color_solid_cylindrical_coordinates.png

Abbildung 8: Die Farbtonskala nach Munsell mit Farbsektoren

Creative Commons Attribution-Share Alike 4.0 Lizenz

https://commons.wikimedia.org/wiki/File:Twenty_hues_of_the_Munsell_color_system_at_maximum_chroma.png

Abbildung 9: Die Darstellung der Purpurlinie in der CIE Normfarbtafel

Creative Commons Attribution-Share Alike 3.0 Unported Lizenz

<https://commons.wikimedia.org/wiki/File:CIE-Normfarbtafel.png>

Abbildung 10: Der CIE L*a*b*Farbraum

Creative Commons Attribution-Share Alike 4.0

https://commons.wikimedia.org/wiki/File:CIELAB_hue_angle.svg

10. Danksagung

11. Lebenslauf