

**Klinische Studie zur digitalen Zahnfarbbestimmung mittels Intraoralscanner
gemessen an erprobten subjektiven und objektiven Methoden im Rahmen der
studentischen Ausbildung**

Dissertation zur Erlangung des akademischen Grades
Doktor der Zahnmedizin (Dr. med. dent.)

vorgelegt
der Medizinischen Fakultät
der Martin-Luther-Universität Halle-Wittenberg

von Nicolai Budde

geboren am 12.05.1991 in Steinfurt

Betreuer: Prof. Dr. Jeremias Hey

Gutachter*in: PD Dr. Manja von Stein-Lausnitz, Berlin

PD Dr. Nikolaos N. Giannakopoulos, Würzburg

06.04.2022

11.11.2022

Referat

Ziel der vorliegenden Arbeit ist die Evaluierung des Farbbestimmungstools des Trios3 Color Intraoralscanners im Vergleich dentaler Farbbestimmungsmethoden.

Die Studie analysierte die drei Farbmessgeräte VITA Easyshade Advance 4.0 (V), Trios3 Color Intraoralscanner (T) und SpectroShade Micro (S) im Vergleich zur visuellen Methode mittels VITA 3D-Master Farbskala. Eine in vitro Vermessung der VITA 3D-Master Farbskala mit 29 Farbschemata ergab eine Umrechnungstabelle der Farben in L*a*b*-Werte. In vivo wurden an 33 Personen Farbbestimmungen mit Positionierungsschienen am mittleren, rechten Schneidezahn durchgeführt. Die Messdaten wurden nominal in VITA 3D-Master Farben auf Übereinstimmung in % geprüft. Metrisch wurde in ΔE als euklidischer Abstand im CIELAB Farbraum auf eine sichtbare Differenz größer als $\Delta E = 1$ und auf eine klinische Akzeptanz von maximal $\Delta E = 2,72$ (in vitro) und $\Delta E = 6,8$ (in vivo) verglichen. Neben der Bestimmung der in vitro und in vivo Validität und Reliabilität, folgte der interrater Vergleich dreier Zahntechniker/-innen (ZT) untereinander, sowie der intrarater Vergleich je Methode nach Durchführung einer Wiederholungsmessung nach drei Monaten. Es wurde eine mögliche Messbeeinflussung des Intraoralscanners durch externe Lichtquelle untersucht und geschaut, ob die verschiedenen Farbbestimmungsmethoden innerhalb eines Zahnes Farbverläufe erkennen können.

Die von T gemessenen Farben waren im Vergleich zum Goldstandard V sichtbar unterschiedlich, aber akzeptabel (in vitro: $\Delta E = 1,7$; in vivo: $\Delta E = 3,8$). Die Farben von S wichen davon stärker ab (in vitro: $\Delta E = 4,3$; in vivo: $\Delta E = 8,3$). Ebenso differierten auch die Farben der visuellen Methode ($\Delta E = 7,4$). Die Wiederholbarkeit bei kurzem Intervall bei 3 – 5 Wiederholungen lag in vitro bei 95,9 % (V), 56,3 % (T) und 97,7 % (S) und in vivo bei 75,8 % (V), 87,9 % (T) und 89,9 % (S). Metrisch zeigte vor allem der L*-Wert bei T Schwankungen auf. Die interrater Reliabilität der visuellen Methode (ZT) zeigte mit 9,4 % bis 33,3 % eine sehr geringe Übereinstimmung. Bei der intrarater Reliabilität waren die objektiven Methoden mit 64,5 % (V), 65,6 % (T) und 61,1 % (S) den visuellen mit nur 21,9 % bis 31,3 % überlegen. Dies bildete sich auch metrisch ab mit kleineren Differenzen objektiv ($\Delta E = 1,4 - 2,9$) als visuell ($\Delta E = 3,5 - 4,0$). Zusätzliches Licht führte bei T zu einer sichtbaren Farbdifferenz von $\Delta E = 1,1$. Nominal entsprach dies einer Übereinstimmung von 73,7 %, mit einer Reliabilität von 87,9 % bis 93,9 %. Die visuelle Methode erkannte nur leichte Unterschiede im Zahnfarbverlauf ($\Delta E = 1,8$ mit 60 % gleichen Farben), während die objektiven Methoden deutliche Farbdifferenzen aufdeckten ($\Delta E = 5,0 - 8,2$ mit nur 10 – 33,6 % gleichen Farben).

Der Trios3 Color Intraoralscanner ist zur Zahnfarbbestimmung geeignet und der visuellen Methode sowohl in der Validität als auch der Reliabilität deutlich überlegen.

Budde, Nicolai: Klinische Studie zur digitalen Zahnfarbbestimmung mittels Intraoralscanner gemessen an erprobten subjektiven und objektiven Methoden im Rahmen der studentischen Ausbildung, Halle (Saale), Univ., Med. Fak., Diss., 79 Seiten, 2022

Inhaltsverzeichnis

Abbildungsverzeichnis

Tabellenverzeichnis

Abkürzungsverzeichnis

1	Einleitung	1
1.1	Bedeutung der Zahnfarbe	1
1.2	Farbe.....	1
1.2.1	Definition	1
1.2.2	Licht	2
1.2.3	Objektbezogene Einflussfaktoren.....	3
1.2.4	Anatomie und Physiologie der Farbwahrnehmung	4
1.2.5	Qualität der Farbsehtüchtigkeit	6
1.2.6	Farbraum	7
1.2.7	ΔE	10
1.3	Konservative Zahnfarbbestimmung	12
1.3.1	Methodik der visuellen Zahnfarbbestimmung	12
1.3.2	Zahnfarbschema	12
1.4	Grenzen und Probleme der subjektiven Methode	14
1.4.1	Umgebungslicht	14
1.4.2	Messbereich.....	15
1.4.3	Einschränkungen konventioneller Farbschemata.....	16
1.4.4	Individuelle Einflussfaktoren auf die subjektive Zahnfarbbestimmung.....	17
1.5	Sichtbarkeit und Akzeptanz	18
1.6	Validität und Reliabilität	19
1.7	Digitalisierung in der Zahnmedizin.....	19
1.7.1	Kolorimeter	20
1.7.2	Spektralfotometer.....	20
1.7.3	Digitalkamera	21
1.7.4	Intraoralscanner.....	21
1.8	Implementierung in der Hochschullehre	22
1.9	Literaturübersicht digitaler Farbbestimmungsmethoden.....	22
2	Zielstellung	24
3	Material und Methodik	25
3.1	In vitro.....	25
3.1.1	Bestimmung der „wahren“ Farbe in $L^*a^*b^*$	25
3.1.2	Vermessung mit Trios3 Color Intraoralscanner	26
3.1.3	Vermessung mit SpectroShade Micro.....	27

3.1.4	Auswertung und Statistik	28
3.2	In vivo	30
3.2.1	Hauptfragestellung	30
3.2.2	Fallzahlanalyse	31
3.2.3	Auswahl der Probanden/-innen	31
3.2.4	Messumgebung und Beleuchtung	31
3.2.5	Positionierungsschiene	32
3.2.6	Messmethoden und -geräte.....	32
3.2.7	Auswertung und Statistik	34
3.2.8	Nebenfragestellung 1: Genauigkeit der visuellen Methode	35
3.2.9	Nebenfragestellung 2: Lichteinfluss Trios3 Color	35
3.2.10	Nebenfragestellung 3: Zahnfarbverlauf.....	36
3.3	Übersicht der Methodik.....	37
4	Ergebnisse	39
4.1	In vitro.....	39
4.1.1	Reliabilität metrisch (Wiederholbarkeit kurzes Intervall).....	39
4.1.2	Validität und interdevice Übereinstimmung metrisch.....	40
4.1.3	Reliabilität nominal (Wiederholbarkeit kurzes Intervall).....	43
4.1.4	Übereinstimmung zur aufgedruckten Farbe nominal	43
4.2	In vivo	44
4.2.1	Validität und interdevice Übereinstimmung metrisch.....	44
4.2.2	Reliabilität nominal (Wiederholbarkeit kurzes Intervall).....	47
4.2.3	Nebenfragestellung 1: Genauigkeit der visuellen Methode	47
4.2.4	Nebenfragestellung 2: Lichteinfluss Trios3 Color	50
4.2.5	Nebenfragestellung 3: Zahnfarbverlauf.....	51
5	Diskussion	53
5.1	Diskussion der Methodik	53
5.1.1	Metrische Farbbestimmungsvergleiche und ΔE Schwellenwerte	53
5.1.2	Ungenauigkeiten von ΔE_{76}	54
5.1.3	Nominale Farbbestimmungsvergleiche	55
5.1.4	Messgeräte als Referenzsystem.....	56
5.1.5	Anwendung und Grenzen der Messgeräte.....	58
5.1.6	In vivo Versuchsaufbau.....	61
5.1.7	Vorauswahl eines/-r Zahntechnikers/-in	62
5.1.8	Hintergrund der Statistik	62
5.2	Diskussion der Ergebnisse	63
5.2.1	Umrechnungstabelle.....	63

5.2.2	Goldstandard	64
5.2.3	Validität in vitro / in vivo.....	65
5.2.4	Reliabilität in vitro / in vivo	67
5.2.5	Genauigkeit der visuellen Methode.....	68
5.2.6	Lichteinfluss Trios3 Color	69
5.2.7	Zahnfarbverlauf.....	69
5.2.8	Klinische Schlussfolgerung.....	70
5.3	Im Wandel der Zeit	70
6	Zusammenfassung.....	71
7	Literaturverzeichnis.....	72
8	Thesen.....	79
	Anhang	
	Erklärungen	
	Danksagung	

Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1: Lichtquelle, Objekt und Beobachter/-in.....	2
Abbildung 2: Licht und Prisma.....	2
Abbildung 3: Schema Lichtbrechung, Absorption, Reflexion und Transmission	3
Abbildung 4: Absorptionsspektren	6
Abbildung 5: Munsell Farbatlas.....	8
Abbildung 6: Beispielseite aus Munsell's „Book of Color"	8
Abbildung 7: Vom RGB Dreieck über XYZ zur zweidimensionalen CIE Farbtafel.....	9
Abbildung 8: CIELAB und LCh Farbraum inklusive Zahnfarbanordnung	10
Abbildung 9: VITA classical Zahnfarbskala (eigenes Bild).....	13
Abbildung 10: VITA 3D-Master Zahnfarbskala (eigenes Bild)	13
Abbildung 11: Anordnung der VITA 3D-Master Farben im CIELAB Farbraum	14
Abbildung 12: VITA Easyshade Advance 4.0 (eigenes Bild)	25
Abbildung 13: Trios3 Color Intraoralscanner (eigenes Bild).....	26
Abbildung 14: SpectroShade Micro (eigenes Bild)	27
Abbildung 15: In vivo Messung mit VITA Easyshade Advance 4.0 (eigenes Bild)	33
Abbildung 16: In vivo Messung mit SpectroShade Micro (eigenes Bild)	33
Abbildung 17: In vivo Messstellen zervikal, mittig und inzisal.....	36
Abbildung 18: Übersichtsgrafik des Versuchsaufbaus in vitro.....	37
Abbildung 19: Übersichtsgrafik des Versuchsaufbaus in vivo	38
Abbildung 20: Boxplot Reliabilität in vitro als Standardabweichung SD der L*, a*, b*-Werte	40
Abbildung 21: Boxplot Validität und interdevice Übereinstimmung in vitro in ΔE	41
Abbildung 22: Boxplot Validität und interdevice Übereinstimmung in vitro in ΔL^* , Δa^* , Δb^*	42
Abbildung 23: Boxplot Validität in vivo in ΔE der Hauptfragestellung.....	45
Abbildung 24: Boxplot interdevice Übereinstimmung in vivo in ΔE ohne Goldstandard.....	46
Abbildung 25: Boxplot ZT Validität in ΔE	48
Abbildung 26: Einfluss des Hintergrundes der Trios3 Color Messung (eigenes Bild).....	59
Abbildung 27: Überblendung der Messstelle durch die Behandlungsleuchte (eigenes Bild)	60

Tabellenverzeichnis

Tabelle 1: Vita classical Farbtöne	12
Tabelle 2: ΔE Grenzwerte der Sichtbarkeit und klinischen Akzeptanz in der Literatur	18
Tabelle 3: Reliabilität in vitro als Standardabweichung von L^* , a^* und b^*	39
Tabelle 4: Validität und interdevice Übereinstimmung in vitro in ΔE	40
Tabelle 5: Validität und interdevice Übereinstimmung in vitro in ΔL^* , Δa^* , Δb^*	41
Tabelle 6: Validität und interdevice Übereinstimmung in vitro in Farbkomponente ΔC	42
Tabelle 7: Reliabilität in vitro als Übereinstimmungsquote der Mehrfachmessungen	43
Tabelle 8: Zufälligkeit der Übereinstimmungsquoten aus Tabelle 7	43
Tabelle 9: Übereinstimmung zur aufgedruckten 3D-Master Farbe	43
Tabelle 10: Zufälligkeit der Übereinstimmungsquoten aus Tabelle 9	44
Tabelle 11: Validität in vivo in ΔE der Hauptfragestellung	45
Tabelle 12: Interdevice Übereinstimmungen in vivo in ΔE ohne Goldstandard	46
Tabelle 13: Reliabilität in vivo als Übereinstimmungsquote der Mehrfachmessungen	47
Tabelle 14: Zufälligkeit der Übereinstimmungsquoten aus Tabelle 13	47
Tabelle 15: ZT Validität in ΔE	47
Tabelle 16: ZT interrater Reliabilität als Übereinstimmungsquote der ZT Messungen	48
Tabelle 17: Intrarater Reliabilität als Übereinstimmungsquote zwischen den Messzeitpunkten	49
Tabelle 18: Zufälligkeit der Übereinstimmungsquoten aus Tabelle 17	49
Tabelle 19: Intrarater Reliabilität in ΔE zwischen den Messzeitpunkten	49
Tabelle 20: Lichteinfluss Trios3 Color in ΔE , ΔL^* , Δa^* , Δb^* und ΔC	50
Tabelle 21: Zahnfarbdifferenz zervikal zu inzisal in ΔE	51
Tabelle 22: Zahnfarbdifferenz als Übereinstimmungsquote zervikal zu inzisal	51
Tabelle 23: Zufälligkeit der Übereinstimmungsquoten aus Tabelle 22	52
Tabelle 24: Beispielhafte Übereinstimmungsquote je nach Auszählungsmethode	55
Tabelle 25: $L^*a^*b^*$ -Wertevergleich SpectroShade Micro vs PC Software	59
Tabelle 26: Umrechnungstabelle VITA 3D-Master Farben in $L^*a^*b^*$ -Werte	VII
Tabelle 27: Literaturvergleich Studiendesign digitaler Farbestimmung	VIII

Abkürzungsverzeichnis

3D	dreidimensional
α	Signifikanzniveau
μ	Erwartungswert
C	chroma (engl.), Chroma / Farbsättigung / Buntheit (d.)
CAD/CAM	computer-aided design / manufacturing (engl.); rechnerunterstützte/-s Konstruieren und Fertigung (d.)
CCD	charge-coupled device (engl.); ladungsgekoppeltes Bauteil (d.), Kamerasensor
CIE	Commission Internationale de l'Éclairage (frz.); Internationale Beleuchtungskommission (d.)
CIELAB	L*a*b*-Farbraum der CIE
D65	Tageslichtstandard der CIE
d.	deutsch
engl.	englisch
et al.	et alii (lat.); und andere (d.)
FDI	Fédération Dentaire Internationale (frz.); Zahnärztlicher Weltverband (d.)
frz.	französisch
H	hue (engl.), Farbton (d.)
H_0	Nullhypothese
H_1	Alternativhypothese
K	Kelvin, thermodynamische Temperatur, SI-Einheit
L	lightness (engl.), Helligkeit (d.)
L*a*b*	Farbraum der CIE, kartesisch
LCh	Farbraum der CIE, zylindrisch
lx	Lux, Beleuchtungsstärke, SI-Einheit
lat.	lateinisch
MLU	Martin-Luther-Universität Halle-Wittenberg
n	Anzahl / Stichprobengröße
RGB	Rot Grün Blau; Grundfarben; additives Farbmodell
S	SpectroShade Micro
SD	Standardabweichung
SPSS	Statistiksoftware IBM SPSS Statistics
T	Trios3 Color Intraoralscanner; bei zusätzlicher Lichtquelle (T_L)
USB	Universal Serial Bus, Computerschnittstelle
V	VITA Easyshade Advance 4.0
\bar{x}	Mittelwert
XYZ	XYZ Farbraum der CIE
ZA / ZT	Zahnärzte/-innen / Zahntechniker/-innen

1 Einleitung

1.1 Bedeutung der Zahnfarbe

Die Zahnfarbbestimmung gehört seit der Einführung zahnfarbener Materialien zur Zahnmedizin. Jede ästhetische Behandlung im Bereich des Zahnersatzes und der Füllungstherapie benötigt heutzutage eine vorherige Farbnahme.

Nach Alt (2004) wurde schon in vormodernen Kulturen der kosmetische Wert einer Behandlung als übergeordnet angesehen. Doch selbst nach Optimierung der kaufunktionellen Möglichkeiten mit Entwicklung der zahnärztlichen Prothetik seit dem 18. / 19. Jahrhundert überwiegen die Beweggründe der Patienten für eine ästhetische Frontzahnversorgung den funktionellen Wert einer Versorgung z. B. bei Zahnlosigkeit im Seitenzahnggebiet (Alt, 2004).

Laut einer Studie aus Neuseeland ist der Patientenwunsch nach ästhetischer Zahnmedizin durch mediale Beeinflussung der sozialen Normen sogar weiter gestiegen (Theobald et al., 2006). Farbe ist eines der Hauptkriterien bei der Beurteilung von Frontzahnersatz geworden (Gómez-Polo et al., 2014). Eine falsche Zahnfarbe führt zu einem erhöhten Zeitaufwand und einer kosten-erzeugenden Neuherstellung (Brandt et al., 2017). Drei Faktoren können dabei die ursächliche Fehlerquelle sein: die Farbbestimmung, die Übertragung in das zahntechnische Labor und die korrekte Farbwiedergabe bei der Herstellung (Kim-Pusateri et al., 2009; Brandt et al., 2017). Eine Optimierung dieser Aspekte würde den dabei entstehenden wirtschaftlichen Schaden reduzieren (Corcodel et al., 2011). Aus diesen Gründen ist ein Verständnis der visuellen Farbwahrnehmung essenziell. Neben dem subjektiven Vergleich mit Hilfe eines Farbschemas hat die Industrie zahlreiche Messgeräte entwickelt (Khurana et al., 2007). Der Ausschluss exogener Faktoren und konstante Bedingungen sollen die Variabilität der Ergebnisse begrenzen. Dies könnte bei Mangel an Training der visuellen Farbbestimmung hilfreich sein.

1.2 Farbe

1.2.1 Definition

Nach Berns' (2019) Zusammenfassung der Prinzipien der Farbtechnologie von Billmeyer und Saltzman ist Farbe das Zusammenspiel der physikalischen Modifikationen des auf ein Objekt einfallenden Lichtes, deren visuelle Wahrnehmung und Interpretation im Gehirn. Farbe existiert demzufolge nur im Verstand des Individuums (Berns, 2019). Daraus ergeben sich drei Einflussgrößen: Lichtquelle, Objekt und Beobachter/-in (Abbildung 1, Seite 2) (Ruyter et al., 1987; Joiner, 2004; Dozić et al., 2007; Berns, 2019). Im Folgenden werden die Einflussgrößen kurz dargestellt. Dabei werden die physikalischen Abläufe beschrieben und ein Einblick in die Anatomie und Physiologie der Farbwahrnehmung verdeutlicht die Zusammenhänge.

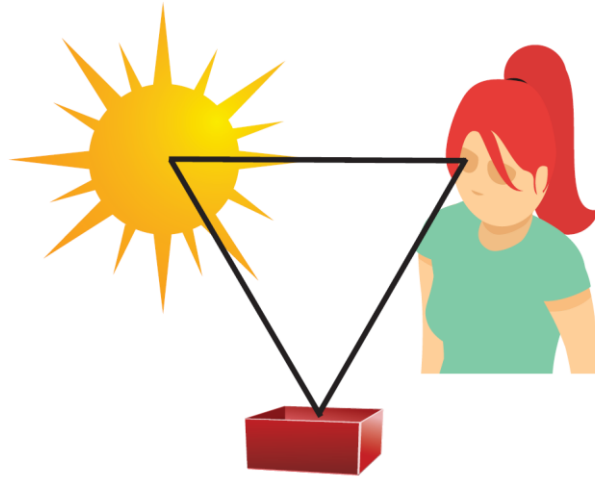


Abbildung 1: Lichtquelle, Objekt und Beobachter/-in
 Quelle: Berns (2019), Abbildung 1.1, Seite 2

1.2.2 Licht

Licht ist Energie in Form einer für das menschliche Auge sichtbaren elektromagnetischen Strahlung (Sikri, 2010). Im Jahr 1666 entdeckte Sir Issac Newton durch prismatische Aufspaltung von weißem Sonnenlicht die Spektralfarben (Abbildung 2, Seite 2) (Miller, 1993).

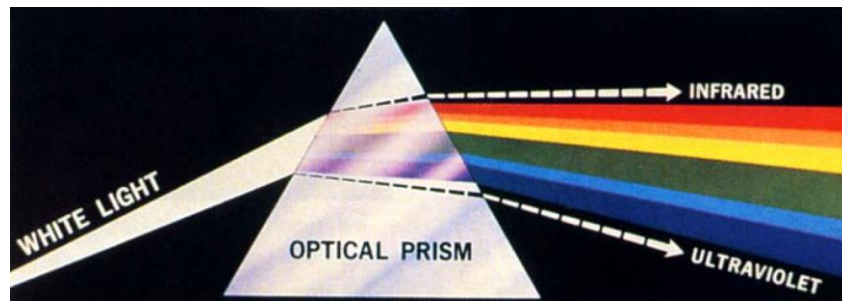


Abbildung 2: Licht und Prisma
 Quelle: Miller (1993), Abbildung 1, Seite 143

Die Brechung in Regenbogenfarben beruht auf den unterschiedlichen Wellenlängen (Fondriest, 2003). Das sichtbare Spektrum liegt zwischen den Wellenlängen von ca. 380 - 780 nm (Berns, 2019). Es verläuft von Violett mit der stärksten Brechung bei kleiner Wellenlänge fließend über in Blau, Grün, Gelb, Orange bis hin zur größten Wellenlänge in Rot (Strub et al., 2004b). Angrenzend an die Spektralfarben befindet sich die nicht sichtbare ultraviolette und infrarote Strahlung (Strub et al., 2004b). Ebenso sind Mikrowellen- und Röntgenstrahlung Teile des elektromagnetischen Spektrums (Berns, 2019). Je emittierter Wellenlänge wird eine Gesamtmenge an Energie transportiert, die von der Quelle abhängt (Joiner, 2004). Joiner (2004) beschreibt weiterhin, dass jede individuelle Lichtquelle nicht alle Spektralfarben gleichermaßen

enthält. Die Sonneneinstrahlung als Lichtquelle verändert ebenso im Laufe des Tages ihre spektrale Zusammensetzung (siehe Kapitel 1.4.1) Künstliche Lichtquellen dagegen haben ein konstantes, vordefiniertes, teils reduziertes Spektrum (Miller, 1993; Tsita, 2013).

1.2.3 Objektbezogene Einflussfaktoren

Beim Auftreffen von Licht auf ein Objekt kommt es zu unterschiedlichen Interaktionen: Der molekulare Aufbau des Objektes führt dazu, dass einzelne Wellenlängen des Spektrums absorbiert werden, bei durchlässigen Materialien kommt es zur Transmission und der übrige Anteil wird reflektiert (Strub et al., 2004b). Je größer die Transluzenz eines Objektes ist, desto weniger Licht wird reflektiert und die Helligkeit nimmt ab (Sikri, 2010). Ebenso führt die Absorption zu Helligkeitsänderungen: Schwarze Objekte absorbieren nahezu das gesamte Spektrum, während weiße Objekte das sichtbare Licht fast vollständig reflektieren (Fondriest, 2003).

Weitere Beeinflussungen kommen zustande durch die Streuung des Lichtes und durch die Brechung beim Übergang von unterschiedlichen Schichten (Berns, 2019). Der Autor beschreibt, dass die Lichtgeschwindigkeit in Luft von 300.000 km/s sich innerhalb eines Materials verlangsamt, was zu einer Richtungsänderung der Spektralwellen führt. Streuung an rauen Oberflächen oder bei Interaktion innerhalb der Materie findet statt, wenn das Licht nicht spiegelnd reflektiert wird (siehe Abbildung 3, Seite 3) (Berns, 2019).

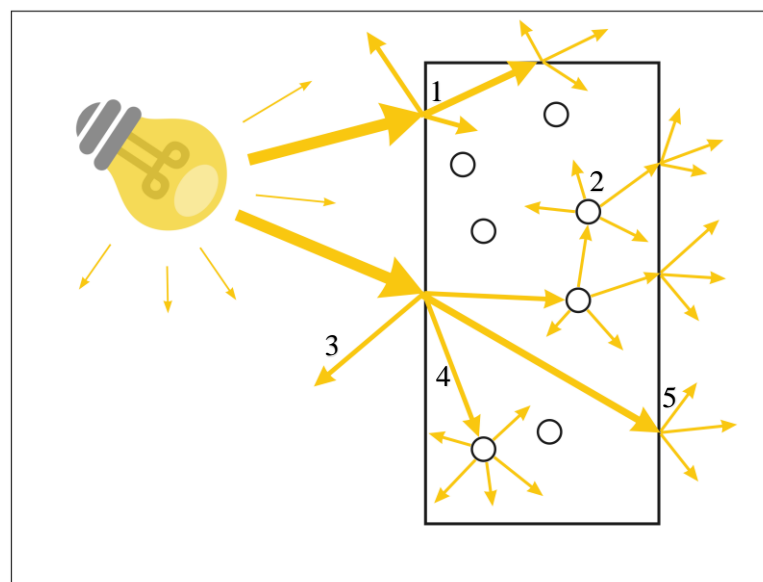


Abbildung 3: Schema Lichtbrechung, Absorption, Reflexion und Transmission

Legende: Das Absorptionsverhalten ist dargestellt durch dünner werdende Pfeile. Die Nummerierungen repräsentieren skizzenhaft folgende Beeinflussungen: 1) Streuung durch Dichteänderung unterschiedlicher Schichten. 2) Streuung innerhalb der Materie. 3) nicht spiegelnde Reflexion. 4) Richtungsänderung durch Brechung. 5) Transmission.

Quelle: Eigene Darstellung in Anlehnung an Berns (2019), Abbildung 1.16, Seite 8

Ein objektbezogener Aspekt ergibt sich nach Strub et al. (2004b) durch die Metamerie: „bedingt gleiche“ Farben lösen unter bestimmten Beleuchtungen trotz des unterschiedlichen, molekularen Aufbaus mit verschiedenen Absorptionsspektren dennoch beim Betrachter die gleiche Farbempfindung aus. Ändert sich die Lichtquelle und somit das Spektrum, erscheinen die Farben unterschiedlich. Nur „unbedingt gleiche“ Farben mit demselben molekularen Aufbau erscheinen bei jeder Lichtquelle gleich (Strub et al. 2004b).

Natürliche, menschliche Zähne sind nicht monochrom und isomorph. Der Zahnschmelz ist ein kristallines Gefüge, dessen Schmelzprismen aus Hydroxylapatit aufgebaut sind (Strub et al., 2004a). Er überzieht die Zahnkrone mit einer ansteigenden Dicke vom dünnsten Bereich am Zahnhals bis zur Schneidekante mit bis zu 2 mm, ist die härteste Substanz im menschlichen Körper und besteht zu 95 % aus Mineralien (Lehmann et al., 2009). Der prismatische Aufbau führt zu einer hohen Transluzenz, weil einfallendes Licht wie in einem fiberoptischen Kabel weitergeleitet wird (Fondriest, 2003). Das Dentin besteht nur zu 70 % aus Mineralien wie Hydroxylapatit (Strub et al., 2004a). Von der Pulpa aus ziehen in kleinen Kanälen die Odontoblastenfortsätze durch das Dentin (Lehmann et al., 2009). Das Dentin ist hauptverantwortlich für die Grundfarbe des Zahnes (Corcodel und Hassel, 2012). Junges Dentin erscheint rot-gelblich und wird im Alter gelblicher und dunkler (Fondriest, 2003). Mit zunehmender Schmelzstärke von zervikal nach inzisal nimmt die Farbintensität ab (Corcodel und Hassel, 2012). Im Inneren des Zahnes befindet sich die Pulpa als Bindegewebe mit u. a. Blutgefäßen und Nervenfasern (Lehmann et al., 2009). Ein größeres Pulpenkavum erhöht den Rotanteil im Zahn; dies nimmt im Alter ab (Fondriest, 2003). Durch Bildung von Sekundärdentin verkleinert sich das Pulpenkavum im Laufe der Jahre (Lehmann et al., 2009).

Fondriest (2003) beschreibt den Einfluss der Oberflächenbeschaffenheit auf die Lichtreflexion. Die vestibuläre Zahnoberfläche ist nicht spiegelglatt, sondern rau und enthält Konkavitäten und konvexe Bereiche. Reflektiertes Licht wird somit gestreut und diffus zurückgeworfen. Damit ändert sich die spektrale Zusammensetzung und Lichtmenge, die der Betrachter wahrnimmt, was zu einer reduzierten Helligkeit führt. Mit zunehmendem Alter erscheinen die Zähne glatter und der Effekt reduziert sich. Auf zahntechnisch bearbeiteten Oberflächen existiert dieselbe Wirkung. Eine Politur führt zu einem glänzenden, helleren Erscheinungsbild (Fondriest, 2003).

Die spektrale Zusammensetzung der reflektierten elektromagnetischen Strahlung löst beim Betrachter einen Farbreiz aus (Strub et al., 2004b). Der neuronalen Erregung wird eine Oberflächenfarbe als Sinneswahrnehmung zugeordnet (Corcodel und Hassel, 2012).

1.2.4 Anatomie und Physiologie der Farbwahrnehmung

Das Licht durchbricht im menschlichen Auge unterschiedliche Schichten. Berns (2019) beschreibt die Aufgaben für den Strahlengang wie folgt: Die Cornea und die Linse fokussieren die vom Objekt einfallenden Strahlen auf der Retina. Zusammen mit dem Kammerwasser und

dem Glaskörper führen die Grenzflächen und unterschiedlichen, molekularen Strukturen zu Streuung und Absorption (Berns, 2019). Die Iris kontrolliert die einfallende Lichtmenge durch Erweiterung und Verengung (Sikri, 2010).

Auf der Retina befinden sich zwei verschiedene Typen von Sinnesrezeptoren, die nach Art ihres Aussehens unterschieden werden: 120 Mio. „Stäbchen“-Zellen und 6 Mio. „Zapfen“-Zellen (Corcodel und Hassel, 2012). Diese Fotorezeptorzellen absorbieren das Licht (Berns, 2019). Die Stäbchen sind sensibel auf Helligkeit (Skotopisches Sehen), die Zapfen auf Farben verschiedener Wellenlänge (Photopisches Sehen) (Strub et al., 2004b). Nach Berns (2019) variiert die Verteilung der Rezeptoren auf der Retina und von Person zu Person. Er beschreibt eine Vertiefung in der Mitte des Auges, die Fovea centralis, in der sich nur Zapfen befinden. Weiterhin sind außerhalb der Fovea centralis die Zapfen reduzierter, weiter auseinander und mit Stäbchen vermischt (Berns, 2019). Laut Sikri (2010) verengt die Iris bei hoher Beleuchtung den Lichteinfall, was zu einer Fokussierung des Abbildes auf der Fovea Centralis führt. Bei gedimmtem Licht erweitert sich die Pupille und es kommt zur Stimulation der Stäbchenrezeptoren (Sikri, 2010). Durch die unterschiedliche Anzahl und Verteilung ist die Hell-Dunkelwahrnehmung empfindlicher, aber in der Dunkelheit ist kein Farbsehen möglich (Corcodel und Hassel, 2012).

Von den Zapfen gibt es drei Typen, die sensibel auf bestimmte Wellenlängen reagieren (Berns, 2019). Nach Frings und Müller (2016) besitzen sie unterschiedliche Absorptionsspektren mit einem Maximum stärkster Reizung bei einer definierten Wellenlänge. Die Autoren definieren die L-Zapfen (long, langwellig) mit einem Scheitelpunkt bei 565 nm, was einem Gelbgrün entspricht. Auf Grund der alleinigen Abdeckung des roten Spektrums werden sie aber als rote Zapfen bezeichnet. M-Zapfen (middle, mittlere Wellenlänge) haben mit 535 nm ihren maximalen Reiz bei Grün und S-Zapfen (short, kurzellig) decken mit 420 nm die Farbe Blau ab (siehe Abbildung 4, Seite 6) (Frings und Müller, 2016). Laut der Trichromatischen Theorie kann aus einer Mischung dieser drei Grundfarben Blau, Grün und Rot das gesamte Spektrum abgedeckt werden (additives RGB-Farbmodell) (Berns, 2019). Dafür ist eine Summation mehrerer Einzelimpulse notwendig (Fondriest, 2003). Das Gehirn benötigt Reize unterschiedlicher Zapfentypen, um zu erkennen, ob es sich z. B. nur um eine schwache Reizung der blauen Zapfen handelt oder um eine Wellenlänge zwischen zwei unterschiedlichen Zapfenabsorptionsmaxima (Frings und Müller, 2016). Deswegen sind die Zapfen zu Rezeptorfeldern vernetzt (Berns, 2019). So kommt es nach Strub et al. (2004b) nur zum Farbsehen, wenn ein Lichtreiz mit Mindestintensität und Mindestdauer auf bestimmten Bereichen der Retina die Reizschwelle übertritt. Der Autor beschreibt den Weg von der Retina über eine Weiterleitung der Sehnerven, durch das Zwischenhirn zur Sehrinde im Großhirn, wo die Farbempfindung ausgelöst wird. Dort können bis zu ca. 7 Mio. Farbwerte / Farbnuancen unterschieden werden (Strub et al., 2004b). Zu einer

Aufschlüsselung der einzelnen Wellenlängenstimulationen nach Summation einer Mischfarbe ist das Auge und das Gehirn nicht fähig (Fondriest, 2003).

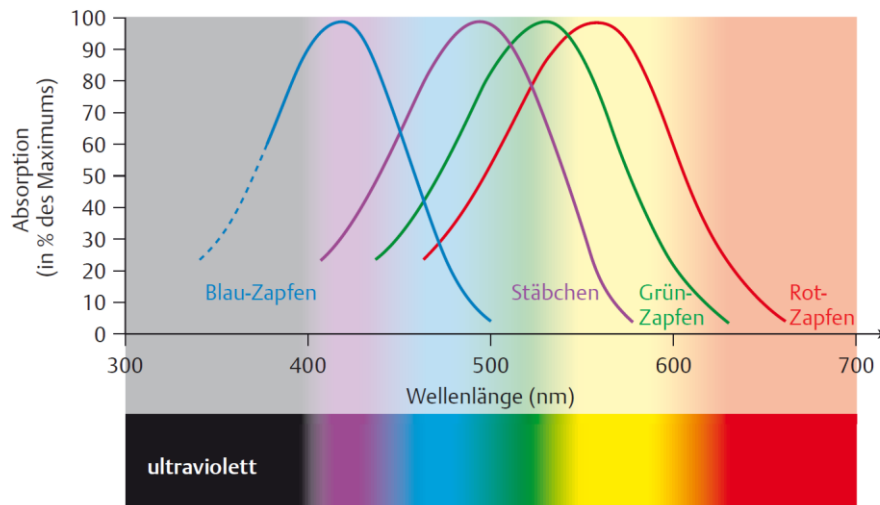


Abbildung 4: Absorptionsspektren
Quelle: Frings und Müller (2016), Abbildung 18.25, Seite 650

1.2.5 Qualität der Farbsehtüchtigkeit

Wie in Kapitel 1.2.4 beschrieben, führt erst ausreichende Helligkeit zur Fokussierung und präzisen Reizung einer Vielzahl dicht sitzender Zapfenrezeptoren auf der Fovea centralis. Bei schwacher Beleuchtung überwiegen die achromatischen Stäbchen (Strub et al., 2004b). Somit liegt die Erkenntnis nahe, dass der Einsatz einer externen Lichtquelle die visuelle Fähigkeit zur Farbestimmung verbessert (Tsita, 2013). Dies führt außerdem zu dem Vorteil, dass die spektrale Zusammensetzung konstant bleibt. Durch das Fehlen einiger Wellenlängen im Spektrum der Lichtquelle, können diese nicht vom Objekt reflektiert werden und können durch fehlende Reizung der Zapfen zu einer anderen Farbmischung im Gehirn führen (Erkenntnis aus Kapitel 1.2.2 und 1.2.4).

Neben Lichtquelle und Objekt ist der/die Betrachter/-in die dritte Einflussgröße. Nach Frings und Müller (2016) gibt es verschiedene Abstufungen angeborener oder durch Erkrankung erworbener Farbsinnstörungen:

- Schwächung eines Zapfentyps: Protanomalie (Rotschwäche), Deuteranomalie (Grünschwäche) oder Tritanomalie (Blauviolettschwäche)
- Ausfall eines Zapfentyps: Protanopie (Rotblindheit), Deuteranopie (Grünblindheit) oder Tritanopie (Blauviolettblindheit)
- Ausfall aller Zapfen: Farbenblindheit (Stäbchenmonochromasie)

Weil die Pigmentgene der Rot- und Grünzapfen auf dem X-Chromosom nebeneinander liegen, ist eine Rotgrünstörung die häufigste Dyschromasie, die zudem bei Männern zu 8% und bei Frauen nur zu 0,4% auftritt (Frings und Müller, 2016).

Zu den Einflüssen der physiologischen Abläufe beschreibt Fondriest (2003), dass die Zapfenzellen im Auge auch nach dem Nachlassen des Lichtreizes kurzzeitig ein Nachbild erzeugen. Das Gehirn gleicht dies im Alltag durch leichte Überlappungen der Nachbilder aus, so dass diese nicht wahrgenommen werden. Bei einem direkten Vergleich zweier Farben wechselt der Blick ständig zwischen den beiden Farben hin und her, was dazu führt, dass sich durch Überlappung der Nachbilder die Farbempfindungen angleichen (Fondriest, 2003). Bei noch längerer Betrachtung einer Farbe kommt es zudem durch Verbrauch der Rezeptorbotenstoffe an der Signalkaskade zur Ermüdungserscheinung der Augen und zum Entschwinden des Farbeindrucks bzw. zu einem negativen Nachbild mit Überwiegen der Komplementärfarben (Fondriest, 2003; Frings und Müller, 2016).

Weitere Einflüsse auf die Farbsehtüchtigkeit bestehen laut Sikri (2010) durch fortschreitendes Alter, chronische Erkrankungen, z. B. Glaukom und Medikamente wie orale Kontrazeptiva, Antiepileptika, Ibuprofen, Aspirin, Antibiotika, Lidocain und Weitere. Ebenso spielen bei der Verarbeitung im Gehirn psychologische Faktoren eine Rolle: Eine Studie deckte signifikante Abweichungen bei der Fähigkeit der Farbestimmung von verschiedenen Persönlichkeiten auf (Haralur et al., 2016).

1.2.6 Farbraum

Auf Grund dieser subjektiven Unterschiede und der Unfähigkeit die 7 Mio. Farbnuancen in Worten auszudrücken ist zur besseren Kommunikation eine systematische Farbordnung notwendig. Hierfür wurden in den vergangenen Jahrzehnten verschiedene Farbsysteme vorgestellt.

Im Jahr 1611 entwickelte Sigfrid Forsius die Vorstellung der Dreidimensionalität der Farbe (Sproull, 1973a). Seitdem gab es viele Versuche ein allgemeingültiges Modell zu erstellen. Erst das 1905 von dem amerikanischen Kunstlehrer Albert Munsell entwickelte sphäroide Munsell-Farbsystem (Munsell, 1899 - 1918) fand nach Veröffentlichung 1915 weltweite Anwendung (Strub et al., 2004b; Berns, 2019). Dafür entwickelte und patentierte Albert Munsell 1901 ein Fotometer, das die Reflexion einzelner Farben in Abstufung an die visuelle Wahrnehmung gewichtet messen kann (Munsell, 1901; Berns, 2019).

Berns (2019) beschreibt das sphäroide Farbmodell wie folgt: Auf einer zentralen vertikalen Achse sind die Grauwerte als Helligkeitsabstufungen („Value“) angeordnet. Es verläuft von einem weißen Nordpol zu einem schwarzen Südpol. Weiterhin beschreibt der Autor, dass Munsells Interesse am Dezimalsystem zu einer Einteilung in 10 Farbtöne („Hue“) führte: Rot, Gelbrot, Gelb, Grüngelb, Grün, Blaugrün, Blau, Purpurblau, Purpur, Rotpurpur. Diese Farbtöne sind im

Kreis um die Value-Achse angeordnet. Vom Zentrum radial bis zur Hülle verläuft auf einer horizontalen Ebene die Farbsättigung („Chroma“). Ursprünglich war das Modell ein kugelförmiger Atlas (Abbildung 5, Seite 8). Jedoch haben maximal gesättigte Farbtöne nicht die gleiche Helligkeit, Gelb erscheint bei maximaler Sättigung z. B. heller als Purpur. Deshalb wurde der Atlas weiterentwickelt in ein zylindrisch radiäres „Munsell Book of Color“, bei dem die einzelnen Seiten die Abstufungen in Helligkeit und Sättigung eines Farbtons („Hue“) darstellen (Abbildung 6, Seite 8) (Berns, 2019).



A BALANCED COLOR SPHERE

Abbildung 5: Munsell Farbatlas
Quelle: Berns (2019),
Abbildung 3.14, Seite 44
Original: Munsell (1905),
als gemeinfrei gekennzeichnet

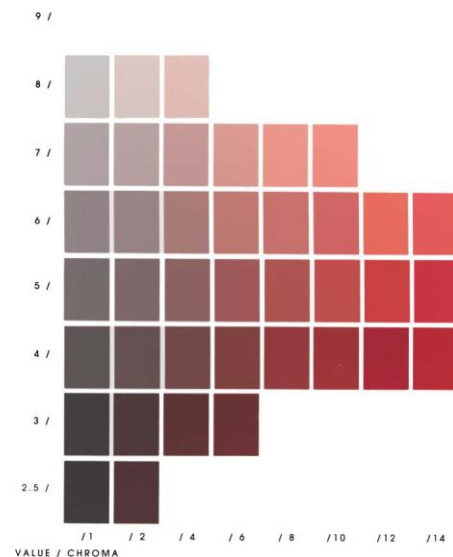


Abbildung 6: Beispielseite aus Munsell's
„Book of Color“
Quelle: Berns (2019),
Abbildung 3.16, Seite 45

Die Internationale Beleuchtungskommission CIE („Commission Internationale de l'Éclairage“, frz.) definiert die Standards in allen Belangen der Beleuchtung. Im Jahr 1931 entwickelte sie das CIE-System für trichromatische Farbbestimmung (Internationale Beleuchtungskommission, 1990). Angelehnt an den retinalen Aufbau mit drei verschiedenen Zapfenrezeptoren bilden die Primärfarben Rot, Grün und Blau des RGB Raums additiver Farbmischungen die Eckpfeiler des Modells (Tung et al., 2002). Nach Spannung eines Bogens entlang der Spektralfarben von Blau nach Rot, um alle sichtbaren Farben darstellen zu können, entstanden die Farbvalenzen X, Y und Z, die wiederum in einem übersichtlichen, zweidimensionalen Diagramm als CIE-Normfarbtafel dargestellt wurden (Abbildung 7, Seite 9) (Wisotop, 2017). Dieser Farbraum basiert jedoch nicht

auf Abständen visueller Wahrnehmung, sondern definiert nur eine genaue Übereinstimmung zweier Farben anhand ihrer trichromatischen Werte (Berns, 2019).

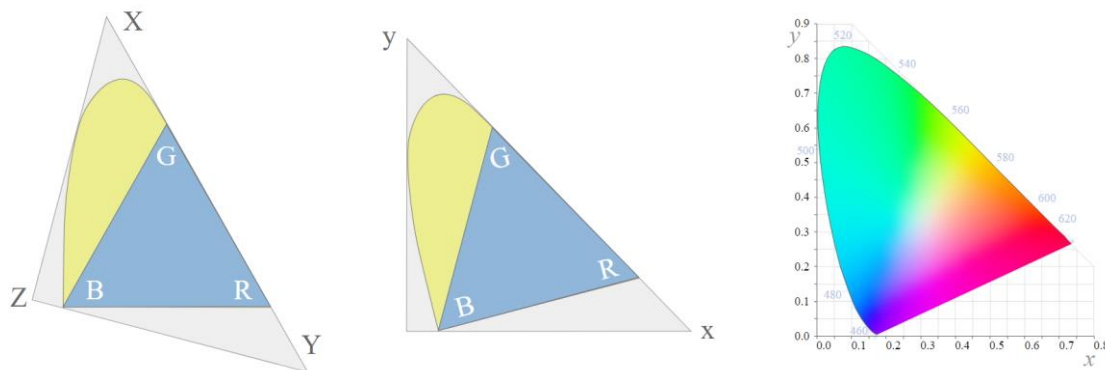


Abbildung 7: Vom RGB Dreieck über XYZ zur zweidimensionalen CIE Farbtafel

Quelle: <https://wisotop.de> (Wisotop, 2017), verschiedene Grafiken vereint
Creative Commons 4.0 Lizenz

Die CIE entwickelte 1976 das dreidimensionale CIELAB Farbsystem mit den Koordinaten L^* , a^* und b^* als Verbesserung der vorherigen Systeme (siehe Abbildung 8, Seite 10) (Joiner, 2004). Die XYZ-Werte können mathematisch in $L^*a^*b^*$ -Werte konvertiert werden, so dass der trichromatische Bezug bestehen bleibt (Tung et al., 2002). Die räumliche Anordnung basiert diesmal auf Farbabständen gleicher visueller Wahrnehmung (Joiner, 2004) mit deutlich feineren Abstufungen als im Munsell System. Die vertikale L^* -Achse entspricht der Helligkeit mit Grauwerten von Schwarz (0) bis Weiß (100), die a^* -Achse verläuft von rötlichen ($+a^*$) zu grünlichen Tönen ($-a^*$) und die b^* -Achse verläuft von gelblichen ($+b^*$) zu bläulichen Tönen ($-b^*$) (Yuan et al., 2007). Dabei ist darauf zu achten, dass es sich nicht um chromatische Achsen einer einzelnen Farbe handelt, denn Munsells fünf Grundfarben Rot, Gelb, Grün, Blau und Purpur befinden sich jeweils dazwischen (Berns, 2019). Eine Übertragung der Munsell Farbtöne in das CIELAB Modell verdeutlicht, dass sich die Grenzen der Gesamtheit aller sichtbaren Farben nicht als Rechteck darstellen, sondern eher als Kugel (Berns, 2019). In diesem Farbraum lassen sich die Koordinaten L^* , a^* und b^* folglich auch als Munsell Variablen darstellen, wobei L^* mit Value übereinstimmt und Umrechnungen aus den Parametern a^* und b^* als Chroma und Hue den chromatischen Charakter der Farbe ergeben (Kim-Pusateri et al., 2009; Berns, 2019). Der Farbton (Hue) wird dabei als Winkel von 0° bis 360° in der horizontalen Ebene gegen den Uhrzeigersinn um die vertikale Achse dargestellt (Bratner et al., 2020). Diese Umstellung der kartesischen $L^*a^*b^*$ -Koordinaten in eine zylindrische Anordnung wird LCh-Farbraum genannt (Gómez-Polo et al., 2015).

Die Ansammlung der natürlich vorkommenden Zahnfarben erstreckt sich bananenförmig im gelblichen, hellen und ungesättigten Bereich des CIELAB Farbraumes (Hassel, 2018; Vita Zahnfabrik, 2019). Dies basiert auf unterschiedlichen Studien, die Stichproben einiger

Bevölkerungsgruppen vermessen haben (Sproull, 1973b; O'Brien et al., 1991; Rubino et al., 1994; Yuan et al., 2007).

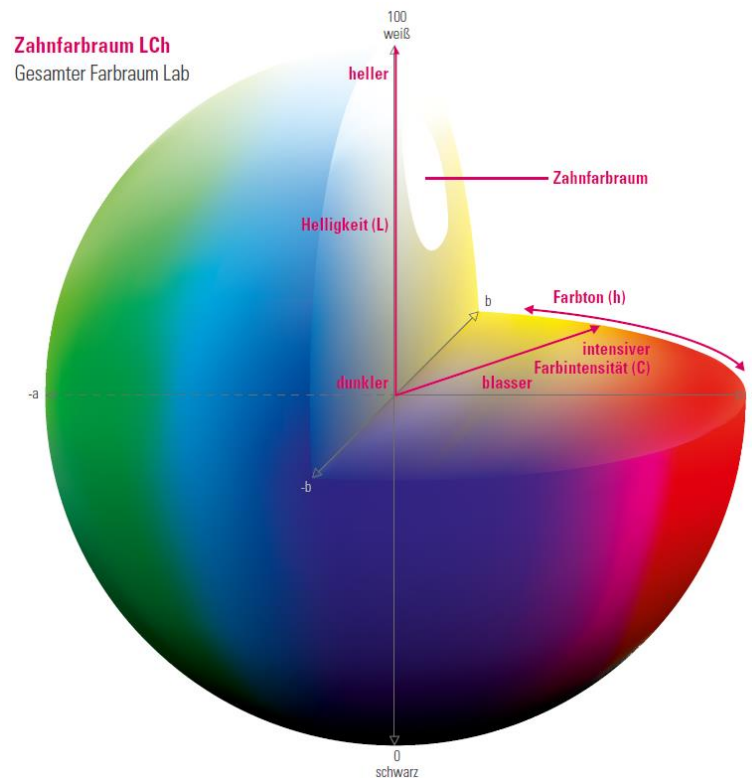


Abbildung 8: CIELAB und LCh Farbraum inklusive Zahnfarbanordnung
Quelle: VITA Zahnfabrik Produktbroschüre (2019)

1.2.7 ΔE

Der Farbunterschied zweier Farben wird im CIELAB Farbmodell als euklidischer Abstand zweier Punkte im dreidimensionalen Raum mit der folgenden Formel beschrieben (Berns, 2019):

$$\Delta E = \sqrt{(L1 - L2)^2 + (a1 - a2)^2 + (b1 - b2)^2}$$

Dabei wird lediglich die Farbdifferenz in ihrer Quantität beschrieben, nicht jedoch die Richtung / Qualität der Farbabweichung (Yuan et al., 2007; Hombesh et al., 2019). Die Abstände basieren auf der Wahrnehmung des menschlichen Auges, weshalb der Ursprung des Zeichens ΔE von dem deutschen Ausdruck „Empfindung“ stammt (Berns, 2019). Trotz einiger Optimierungen und damit auch Verkomplizierungen der mathematischen Berechnung des Farbabstandes im CIELAB Modell verbleibt diese $\Delta E76$ Formel (aus dem Jahr 1976) in Publikationen die gebräuchlichste Form (Brandt et al., 2017; Bratner et al., 2020). Die Vereinfachung beruht auf der Invarianz von $\Delta E76$ in dem $L^*a^*b^*$ -Farbraum, die besagt, dass eine Farbdifferenz an

beliebiger Position im gesamten Farbraum immer derselben Wahrnehmung entspricht (Grieser, 2013; Mehl et al., 2017).

Nach Schuessler (2019) reichen die ΔE Werte von 0 bis 100. Werte kleiner 1 sind nicht sichtbar für das menschliche Auge. $\Delta E = 1 - 2$ ist durch nahe Beobachtung sichtbar. Farbunterschiede mit Werten von 2 bis 10 sind auf einen Blick erkennbar. Bis 49 handelt es sich um zwei Farben, die mehr gleich als verschieden sind. Bei einem Wert von 100 sind es exakt gegensätzliche Farben (Schuessler, 2019).

ΔE kann weiter aufgeteilt werden in

$$|\Delta L| = L1 - L2$$

für reine Helligkeitsunterschiede und in

$$\Delta C = \sqrt{(a1 - a2)^2 + (b1 - b2)^2}$$

für Änderungen der Farbe unabhängig von der Helligkeit, fortan als Farbkomponente ΔC bezeichnet (Ruyter et al., 1987; Imatest, 2020). Diese Aufteilung erlaubt nachträglich eine tiefere Analyse der einzelnen Farbaspekte bei Farbdifferenzen. Laut einigen Studien (Khurana et al., 2007; Todorović et al., 2013; Gómez-Polo et al., 2014; Tsiliagkou et al., 2016) werden Helligkeitsunterschiede in ΔL deutlicher wahrgenommen als Unterschiede in dem Farbton oder der Sättigung. Dies liegt womöglich an der stärkeren Helligkeitsempfindlichkeit der Retina mit 120 Mio. Stäbchenzellen gegenüber der des Farbsehens mit nur 6 Mio. Zapfenrezeptoren (siehe Kapitel 1.2.4). Bei der Aufteilung von ΔE ist zu beachten, dass die oben genannte Formel der Farbkomponente ΔC für Farbunterschiede ohne Helligkeitskomponente sowohl Chroma als auch Hue berücksichtigt (Imatest, 2020). In vielen Publikationen wird jedoch nur die Differenz von Chroma als Betrag

$$|\Delta C| = C1 - C2 = \sqrt{a1^2 + b1^2} - \sqrt{a2^2 + b2^2}$$

benannt und ist somit ein reiner Sättigungsunterschied mit separater Betrachtung des Farbtons Hue (Ruyter et al., 1987; Todorović et al., 2013; Gómez-Polo et al., 2015; Berns, 2019; Imatest, 2020):

$$|\Delta H| = H1 - H2 = \left(\tan^{-1} \frac{b1}{a1}\right) - \left(\tan^{-1} \frac{b2}{a2}\right)$$

1.3 Konservative Zahnfarbbestimmung

1.3.1 Methodik der visuellen Zahnfarbbestimmung

Der klassische Weg eine unbekannte Farbe zu bestimmen ist ein subjektiver, visueller Vergleich mit einer definierten Referenzfarbe. In der Zahnmedizin wurden industriell verschiedene Farbskalen aus Kunststoff oder Keramik entwickelt (Strub et al., 2004b). Diese enthalten eine unvollständige, aber weitreichende Abdeckung der natürlichen Zahnfarben und sind teils scheinbar unstrukturiert, teils geordnet im Farbraum verteilt (Schwabacher und Goodkind, 1990; Yuan et al., 2007; Corcodel und Hassel, 2012; Sarafianou et al., 2012). Der Aufbau eines Zahnfarbschemas ist dabei optisch meist an eine natürliche Frontzahnform angelehnt. Die Farben dieser Farbschemata entsprechen keinen exakten Koordinaten im CIELAB Farbraum, sondern eher Punktwolken (Lee et al., 2002; Gómez-Polo et al., 2015).

Um Zahnfarbverläufe zu reproduzieren, können für Teilbereiche des Zahnes unterschiedliche Referenzfarben gewählt werden. Zur Informationsübermittlung in die Zahntechnik empfiehlt es sich dazu außerdem eine Fotografie der Zähne mitzugeben (siehe Kapitel 1.7.3). Bei der Farbwiedergabe im Herstellungsprozess kann der / die Zahntechniker/-in Farben mischen und Bemalungen hinzufügen. Somit ist das Ergebnis keine Standardisierung, sondern sehr individuell mit der persönlichen Note des/r Zahntechnikers/-in. Dazu sollte zur Farbbestimmung und zur Zahnersatzherstellung das gleiche Farbschema benutzt werden (Setz et al., 1992) und dieses sollte auf das zu verwendende Material abgestimmt sein (Miller, 1993; Strub et al., 2004b).

1.3.2 Zahnfarbschema

Die VITA classical A1-D4 Farbskala der VITA Zahnfabrik (Bad Säckingen, Deutschland) (siehe Abbildung 9, Seite 13), im folgenden VITA classical genannt, wurde 1956 für Keramikzähne (VITA LUMIN VACUUM) und 1983 für Kunststoffzähne (VITAPAN) auf den Markt gebracht (Vita Zahnfabrik, 2020) und ist das in Deutschland am weitesten verbreitete Zahnfarbschema (Hassel, 2018). Es enthält mit den 16 herausnehmbaren, zahnförmigen Schemata eine Auswahl der empirisch ermittelten, häufigsten Zahnfarben (Vita Zahnfabrik, 2019). Nach Hassel (2018) sind die Abstände zwischen einzelnen Farben ametrisch. Somit wird nicht der gesamte Zahnfarbraum abdeckt, sondern vor allem das Zentrum. Besonders helle oder dunkle Zahnfarben sind weniger gut abgedeckt (Hassel, 2018).

Der Farbring ist unterteilt in vier Gruppen, die nach den folgenden Farbtönen sortiert sind (siehe Tabelle 1):

Tabelle 1: Vita classical Farbtöne

A	B	C	D
rötlich-bräunlich	rötlich-gelblich	gräulich	rötlich-gräulich

Quelle: In Anlehnung an Vita Zahnfabrik (2019)

Innerhalb einer Gruppe nimmt mit ansteigender Zahl (z.B. A1, A2, A3) die Helligkeit ab und die Sättigung nimmt zu (Hassel, 2018; Bratner et al., 2020).



Abbildung 9: VITA classical Zahnfarbskala (eigenes Bild)

1998 wurde das VITA Toothguide 3D-Master der VITA Zahnfabrik (Bad Säckingen, Deutschland) (Abbildung 10, Seite 13), im folgenden VITA 3D-Master genannt, eingeführt (Vita Zahnfabrik, 2020).



Abbildung 10: VITA 3D-Master Zahnfarbskala (eigenes Bild)

Die Optimierung bestand in einer systematischen Anordnung im CIELAB Farbraum (siehe Abbildung 11, Seite 14) und vollständigeren Abdeckung der Zahnfarben bei nun 26 Schemata plus 3 Bleachingfarben (Vita Zahnfabrik, 2019). Die VITA Gebrauchsanweisung erläutert die Nutzung wie folgt: Zuerst wird in fünf Hauptgruppen die Helligkeit bestimmt (1 - 5). Gruppe 0 enthält die Bleachingfarben. Innerhalb der gleichen Helligkeitsgruppe wird von oben nach unten in fünf Schritten die Sättigung gewählt (1, 1.5, 2, 2.5, 3). Zuletzt kann entschieden werden, ob der Farbton ins gelbliche (links) oder rötliche (rechts) tendiert (L, M, R). Somit erscheint die Aufteilung der einzelnen Farben nach dem CIE LCh-Farbraum in Value, Chroma und Hue.

Die Verteilung der menschlichen, natürlichen Zähne innerhalb der gesamten 3D-Master Farben verdeutlicht eine Anhäufung von 50 % in der Helligkeitsgruppe 3, während die Helligkeitsgruppen 1 und 5 eher seltener vertreten sind (Corcodel und Hassel, 2012).

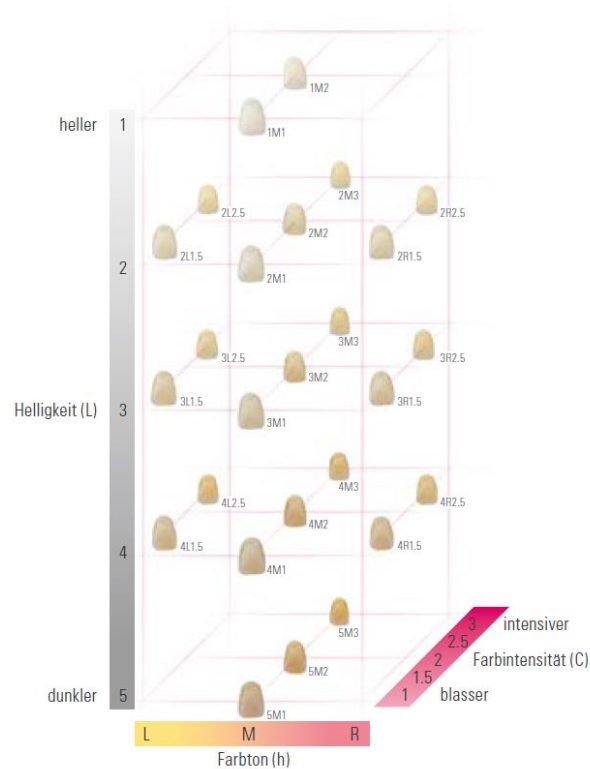


Abbildung 11: Anordnung der VITA 3D-Master Farben im CIELAB Farbraum
Quelle: VITA Zahnfabrik Produktbroschüre (2019)

1.4 Grenzen und Probleme der subjektiven Methode

Das Verständnis der subjektiven Farbwarnnehmung verdeutlicht die Vielzahl an Störfaktoren. Mit diesem Wissen können jedoch auch Handlungsempfehlungen zur Reduzierung dieser Einflüsse aufgezeigt werden. Die drei Hauptgrößen Lichtquelle, Objekt und Beobachter/-in lassen sich in einzelne Aspekte weiter aufteilen. Dazu zählen die im Folgenden kurz erläuterten Kriterien: Das Umgebungslicht, die Beschaffenheit und Position des Messbereichs, die reduzierte Modellwirklichkeit von Farbschemata, die Wahrnehmung von Farbkontrasten, die zeitliche Dauer der Betrachtung sowie der individuelle Sinneseindruck.

1.4.1 Umgebungslicht

Farbbestimmung wird stark beeinflusst von der Lichtquelle und dem Umgebungs- bzw. Raumlicht (Barna et al., 1981; Park et al., 2006). Die spektrale Zusammensetzung des einfallenden Lichtes sollte möglichst konstant sein und einer alltäglichen Situation entsprechen. Nördliches Tageslicht zur Farbbestimmung wird in der Literatur als Optimum dargelegt (Dagg et

al., 2004; Corcodel und Hassel, 2012). Somit werden direkt einfallende Sonnenstrahlen vermieden. Dies verhindert eine Irritation durch direkte Blendung oder Glanzeffekte nach Reflexion (Fondriest, 2003). Das Spektrum des eintreffenden Tageslichtes bleibt im Laufe des Tages jedoch nicht konstant. Zum frühen Morgen und Abend hin ist das Sonnenlicht rötlicher und mit der Änderung der spektralen Zusammensetzung ändert sich auch die Reflexion am Objekt und somit die Farbwahrnehmung (Dagg et al., 2004). Ideales Tageslicht findet sich vor und nach dem Höchststand der Sonne, vormittags gegen 11 Uhr (Corcodel und Hassel, 2012) und nachmittags von 13 bis 15 Uhr (Dagg et al., 2004). Zu diesen Zeiten hat das Sonnenlicht bei leichter Bewölkung eine Farbtemperatur von 5.500 Kelvin (K), das als Standard-Tageslichtweiß bezeichnet wird (Dagg et al., 2004). Ursprünglich galt dies als idealer Wert für die Farbbestimmung (Miller, 1993; Fondriest, 2003). Mittlerweile empfehlen aber einige Autoren für eine bessere Farbbestimmung eine Farbtemperatur von 6.500 K, auch CIE - Normlichtart D65 genannt (Curd et al., 2006; Gokce et al., 2010; Bourgault, 2016). Dieses kaltweiße Licht entspricht einer Mischung aus direktem und verstreutem Sonnenlicht (Gokce et al., 2010). Dieses ideale Tageslicht mit einer konstanten Farbtemperatur ist jedoch nicht immer verfügbar, weshalb die Zuhilfenahme einer künstlichen Lichtquelle empfohlen wird (Saleski, 1972; Barna et al., 1981; Curd et al., 2006; Jasinevicius et al., 2009; Tsita, 2013).

Neben der Farbtemperatur des Umgebungslichtes spielt auch die Beleuchtungsstärke eine Rolle. Die internationale Einheit ist Lux (lx) und gibt die Beleuchtung einer Fläche pro Quadratmeter an (Berns, 2019). Bei zu großen Werten kommt es auf Grund einer Überstrahlung zu Glanzeffekten, zur Steigerung der Helligkeit und zu Kontrastabnahmen, was insgesamt zu einem visuellen Informationsverlust führt (Fondriest, 2003). In der Kariesdiagnostik wurde ein Wert ab 20.000 lx als zu grell beschrieben (Neuhaus, 2020). Für die subjektive Zahnfarbbestimmung sollte der Wert bei ungefähr 1.500 lx liegen, damit die Farben nicht zu hell oder zu dunkel wirken (Tsita, 2013).

Ein Einflussfaktor auf die visuelle Farbbestimmung der sowohl die Beleuchtung als auch das Objekt betrifft ist die Metamerie (siehe Kapitel 1.2.3). Um den Effekt zu reduzieren, sollten die Lichtverhältnisse bei der Farbbestimmung mit denen bei der Herstellung im zahntechnischen Labor übereinstimmen (Corcodel und Hassel, 2012). Außerdem sollte die Farbauswahl unter verschiedenen Lichtquellen, z. B. Tageslicht und Kunstlicht, verglichen werden (Sikri, 2010).

1.4.2 Messbereich

Die Oberflächenbeschaffenheit des Objektes hat einen großen Einfluss auf das Absorptions- und Reflexionsverhalten. Ebenso führen exogene Faktoren zu einer unbeständigen Zahnfarbe (Joiner, 2004): Es kann zu einer Verfärbung des Zahnschmelzes durch Aufnahme von färbenden Substanzen wie z. B. Tabak, Tee oder Rotwein kommen. Umgekehrt führen Aufhellungen durch Bleaching und abrasive Zahnpasten zur kurzfristigen Reduzierung der

färbenden Substanzen (Joiner, 2004; Olms und Setz, 2013). Eine vorherige Zahnreinigung sollte für eine saubere und plaquefreie Oberfläche sorgen (Strub et al., 2004b). Eine Austrocknung des Zahnes muss verhindert werden, weil sich sonst die Helligkeit erhöht und die Transluzenz und Farbsättigung abnimmt (Fondriest, 2003). Die Farbe wäre somit im Alltag bei speichelbedeckten Zähnen unstimmig. Deswegen empfiehlt es sich sogar das Zahnfarbschema durch Befeuchtung den Zähnen anzugleichen (Strub et al., 2004b). Die anatomischen Variationen der Oberflächenbeschaffenheit sind dennoch vielfältig und individuell und nicht allein durch die Wahl eines Farbschemas an die Zahntechnik übermittelbar (Hilfsmittel Fotografie siehe Kapitel 1.7.3).

Laut O'Brien et al. (1997) gibt es klinisch signifikante Farbunterschiede je nach Zahnregion. Die Zahnmitte repräsentiert am besten die Zahnfarbe, da die Umgebung hier am wenigsten mitwirkt (Goodkind und Schwabacher, 1987). Nach inzisal nimmt die Transluzenz zu, so dass der Hintergrund Einfluss nimmt, und weiter zervikal erhöht von der Gingiva gestreutes Licht den Rotton (Schwabacher et al., 1994; Hasegawa et al., 2000). Für Mehrfachmessungen am gleichen Zahn empfiehlt sich zur Kontinuität derselben Messstelle die Verwendung einer Positionierungshilfe (Shimada et al., 2004; Ontiveros und Paravina, 2009). Bei dem visuellen Vergleich sollte das Farbschema außerdem in gleicher Richtung wie der natürlichen Zahn gedreht sein (Strub et al., 2004b).

1.4.3 Einschränkungen konventioneller Farbschemata

Farbschemata als Hilfsmittel zur Zahnfarbbestimmung und Informationsübermittlung sollten alle natürlichen Zahnfarben abdecken können und keine Übertragungsfehler hervorrufen. Mehrere identische Farbschemata desselben Herstellers weisen jedoch Unterschiede in ihren Farbparametern auf (King und deRijk, 2007; Todorović et al., 2013). Außerdem besteht im Hinblick auf die Desinfektion (Huang et al., 2014; Hombesh et al., 2019) und einer Lagerung bei Sonneneinstrahlung (Soares et al., 2018) keine Farbstabilität.

Ebenso ist die Abdeckung der Gesamtheit aller natürlichen Zahnfarben bei vielen Farbringen nicht gewährleistet (Schwabacher und Goodkind, 1990; O'Brien et al., 1991; Rubino et al., 1994; Yuan et al., 2007; Hassel, 2018). Ein Farbschema stellt nur ein vereinfachtes Modell der Wirklichkeit dar, um eine Übersichtlichkeit und Nutzerfreundlichkeit beizubehalten. Zwischenfarben sollen daher aus den beiden am nächsten liegenden Farben gemischt werden können. Der VITA 3D-Master Farbring wirbt mit einer systematischen Anordnung im L*a*b*-Farbraum in gleichmäßigen Abständen, um eine Mischfarbe aus Anteilen zu je 50 % der Nachbarfarben zu erhalten (Gómez-Polo et al., 2015; Hassel, 2018; Vita Zahnfabrik, 2019). Gómez-Polo et al. (2015) fanden jedoch heraus, dass die 3D-Master Farben nicht gleichmäßig im L*a*b*- bzw. LCh-Farbraum verteilt sind. Der durchschnittliche Helligkeitsunterschied als ΔL^* -Wert zwischen den Helligkeitsgruppen beträgt 5 Einheiten, zwischen der Gruppe 4 und 5

liegt der Wert jedoch bei $\Delta L^* = 11,2$. Die mittleren Abstände der Farbsättigung $|\Delta C|$ (Chroma) liegen zwischen 3,5 und 5,7 und Δh^* liegt zwischen 1,2 und 4,7 (Gómez-Polo et al., 2015).

1.4.4 Individuelle Einflussfaktoren auf die subjektive Zahnfarbbestimmung

Die Fähigkeit der Farbwahrnehmung ist ein individueller Vorgang und korreliert mit der Persönlichkeit (Haralur et al., 2016). Die Qualität der Farbsehtüchtigkeit kann aus verschiedenen Gründen beeinträchtigt sein (siehe Kapitel 1.2.5). Dies führt zu einer schlechten interrater Übereinstimmung (siehe Kapitel 1.6) der subjektiven Farbbestimmung (Culpepper, 1970; Klemetti et al., 2006).

Der Einfluss der Erfahrung und des Alters als auch des Geschlechtes wird in der Literatur unterschiedlich diskutiert. Einige Studien kamen zu dem Schluss, dass die Berufserfahrung kein Einflussfaktor sei (Curd et al., 2006; Haddad et al., 2009; Jasinevicius et al., 2009; Reyes et al., 2019). Laut Barna et al. (1981) geht es jedoch nicht um die zahnärztliche Berufserfahrung in Jahren, sondern um die Optimierung der dentalen Farbbestimmung durch Training. Nach Della Bona et al. (2009) wiederum spielt auch die Berufserfahrung eine Rolle. Außerdem stellte die Studie fest, dass Laien und zahnmedizinische Studierende mit dem VITA classical Farbschema bessere Ergebnisse erzielten als mit dem VITA 3D-Master, während praktizierende Zahnärzte/-innen von den Farbschemata nicht beeinflusst wurden. Hammad (2003) dagegen fand heraus, dass spezialisierte Berufsgruppen wie zahnärztliche Prothetiker/-innen eine bessere Wiederholbarkeit mit dem VITA classical und zahnärztliche Generalisten/-innen mit dem VITA 3D-Master erreichen. Weitere Studien sind ebenso der Meinung, dass die Erfahrung sehr wohl die Fähigkeit der visuellen Farbbestimmung verbessert (Dagg et al., 2004; Joiner, 2004).

Die Bedeutung des Geschlechts wird auch gegensätzlich diskutiert: Während einige Studien den Einfluss negierten (Curd et al., 2006; Jasinevicius et al., 2009; Tsita, 2013; Reyes et al., 2019), belegten andere Studien, dass Frauen die Zahnfarbe besser erkennen können als Männer (Haddad et al., 2009; Gómez-Polo et al., 2016).

Das Alter wiederum wird einheitlich als negativer Faktor beschrieben (Joiner, 2004; Dozić et al., 2007). Die Altersgrenze für schlechtere visuelle Farberkennung liegt nach Tsita (2013) bei 35 Jahren. Andere Studien kommen zu dem Schluss, dass eine altersbedingte Schwächung der Farbwahrnehmung mit 30 Jahren beginnt aber erst ab 50 Jahren deutlich ersichtlich wird (AlSaleh et al., 2012).

Zusätzlich gibt es physiologische Störfaktoren wie Ermüdungserscheinungen der Augen und Nachbilder (siehe Kapitel 1.2.5): Aus diesen Gründen sollte die Farbauswahl nur ca. 5 – 7 s lang andauern (Fondriest, 2003; Strub et al., 2004b; Tsita, 2013; Brandt et al., 2017; Hassel, 2018). Die Umgebungsfarben nehmen aus denselben Gründen auch Einfluss auf die Farbwahrnehmung. Je kontrastreicher und je größer die farbintensiven Areale in der Umgebung sind, desto stärker sind die Adaptations- und Kontrastmechanismen: Z. B. führt eine hellrote Umgebung zu einem

Fehlen der rötlichen Farbnuancen und einem Überwiegen der Komplementärfarben bei der Farbbestimmung (Fondriest, 2003; Strub et al., 2004b). Folglich sollte zur visuellen Farbbestimmung eine neutrale Umgebung geschaffen werden: Eine schlichte Wandfarbe und der Verzicht auf grelle Kleidung und Schminke werden daher empfohlen (Strub et al., 2004b; Fondriest, 2003; Hassel, 2018).

1.5 Sichtbarkeit und Akzeptanz

Neben der Fähigkeit des menschlichen Auges eine minimale Farbdifferenz wahrzunehmen, kommt es bei der Beurteilung von zwei Farben in der Zahnmedizin besonders auf die klinische Akzeptanz an (Johnston und Kao, 1989; Khashayar et al., 2014; Berns, 2019). Um einheitliche vergleichbare Größen zu erlangen, wurden durch zahlreiche Untersuchungen Schwellenwerte definiert. An den Schwellenwerten konnten 50% der Probanden einen Unterschied erkennen bzw. empfanden die Farbe als inakzeptabel (Khashayar et al., 2014). Folgend ein Ausschnitt einiger meistgenannter Quellen (siehe Tabelle 2):

Tabelle 2: ΔE Grenzwerte der Sichtbarkeit und klinischen Akzeptanz in der Literatur

Grenzwerte	ΔE	Studiendesign	Quelle
Sichtbarkeit	1	in vitro	Kuehni und Marcus (1979)
	1	in vitro	Seghi et al. (1989)
	2,6	in vivo	Douglas et al. (2007)
	3,7	in vivo	Johnston und Kao (1989)
Klinische Akzeptanz	2,72	in vitro	Ragain Jr. und Johnston (2000)
	3,3	in vitro	Ruyter et al. (1987)
	5,5	in vivo	Douglas et al. (2007)
	6,8	in vivo	Johnston und Kao (1989)

Quelle: In Anlehnung an Khashayar et al. (2014)

Es fällt auf, dass die Grenze für die klinische Akzeptanz gemittelt höher ist als die der Sichtbarkeit (Douglas und Brewer, 1998). Außerdem führen äußere Faktoren bei in vivo Versuchen zu größeren Schwellenwerten (Douglas et al., 2007; Kim-Pusateri et al., 2009). Eine Metaanalyse fand heraus, dass sich die meisten Studien auf dieselben wenigen (größtenteils in Tabelle 2 genannten) Quellen beziehen (Khashayar et al., 2014). Zusammengefasst ergeben sich folgende Mittelwerte in ΔE :

- Wahrnehmbarkeit von 1 und Akzeptanz von 3,7 (Khashayar et al., 2014)
- Wahrnehmbarkeit von 1 – 3,7 und Akzeptanz von 2,72 – 6,8 (Yuan et al., 2007)

1.6 Validität und Reliabilität

Yilmaz und Karaagaciloglu (2008) beschreiben die qualitative Bewertung einer Farbbestimmungsmethode nach den Ausführungen von Berns (2019) wie folgt: Die Auswertung von Messungenauigkeiten umfasst die zwei Kategorien Präzision und Richtigkeit. Richtigkeit bezeichnet die Übereinstimmung einer Messung mit einem Referenzwert. Präzision ist weiterhin unterteilt in Wiederholbarkeit und Reproduzierbarkeit. Wiederholbarkeit ist die Übereinstimmung gleicher Messergebnisse unter gleichen Bedingungen, während die Reproduzierbarkeit die Übereinstimmung bei Änderung eines Parameters ist (Yilmaz und Karaagaciloglu, 2008; Berns, 2019). Die Messungenauigkeit kann dabei ein Gerätefehler als auch ein Anwendungsfehler sein.

Berns (2019) führt weiterhin aus: Die Wiederholbarkeit kann bestimmt werden in kurzen (Sekunden bis Minuten), mittleren (Stunden) und langen (Tage, Wochen oder länger) Intervallen. Der Faktor Zeit zwischen zwei Messungen ist somit kein Parameter der Messbedingung. Mögliche Bedingungsänderungen für die Reproduzierbarkeit sind z. B. der / die Anwender/-in bzw. Untersucher/-in oder Unterschiede der Messumgebung.

Ein anderes Wort für die Richtigkeit ist die Validität. Die Präzision wird auch als Reliabilität benannt (Kim-Pusateri et al., 2009; Tsiliagkou et al., 2016). Eine interrater Reliabilität ist die Reproduzierbarkeit zwischen zwei Messungen gleichen oder ähnlichen Designs z. B. bei unterschiedlichen Anwendern („Rater“) (Sarafianou et al., 2012; Igiel et al., 2017). Eine intrarater Reliabilität entspricht der Wiederholbarkeit einer Methode zu verschiedenen Zeitpunkten durch den gleichen Anwender (Hammad, 2003; Igiel et al., 2017).

Der Vergleich unterschiedlicher Messmethoden bei sonst gleichen Bedingungen wird in der vorliegenden Studie als interdevice Übereinstimmung bezeichnet. Stellt dabei eine Methode den Referenzwert dar, handelt es sich um die Validität der zu vergleichenden Methode. Dabei gilt zu beachten, dass dies nicht mit der Reproduzierbarkeit gleichzusetzen ist, da es keine Reliabilitätsuntersuchung einer einzelnen Methode ist.

1.7 Digitalisierung in der Zahnmedizin

Die Digitalisierung bescherte der Zahnmedizin durch technische Fortschritte eine Vielzahl neuer Möglichkeiten. Modell- und Intraoralscanner erfassen die klinische Situation und ermöglichen eine Verarbeitung am Computer. Die aus der Industrie bekannten Begriffe CAD/CAM (engl. „computer-aided design / manufacturing“) finden sich auch in der Zahnmedizin zur digitalen, virtuellen Konstruktion von Zahnersatz und anschließenden Herstellung mit Fräsmaschinen oder 3D-Druckern wieder (Kupfer et al., 2012; Budde et al., 2017).

Weiterhin wurden Möglichkeiten entwickelt, die Zahnfarbbestimmung objektiv durchzuführen. Die komplexe Zahnstruktur forderte von den industriellen, etablierten Farbbestimmungsgeräten

besondere Anforderungen (Hugo et al., 2005). Dennoch sind schon seit den frühen 1970er Jahren die ersten dentalen Farbbestimmungsgeräte auf dem Markt (Dozić et al., 2007) und seit dem Ende der 1990er Jahre steigt die Anzahl an Anbietern (Hugo et al., 2005; Khurana et al., 2007). Es wird versucht die individuellen Störfaktoren des/r Beobachters/-in durch einen Detektor zu beseitigen und anstelle der variierenden Umgebungseinflüsse sorgt eine integrierte, genormte Lichtquelle für gleichbleibende Bedingungen. Es gibt zwei unterschiedliche Techniken die Zahnfarbe elektronisch zu erfassen: mit einem Kolorimeter oder einem Spektralfotometer (Corcodel und Hassel, 2012). Die Geräte messen die CIE Farbkoordinaten und können mit einer integrierten Datenbank eine nächstgelegene Farbe eines Farbschemasystems vorschlagen (Okubo et al., 1998; Yuan et al., 2007; Karaagaciloglu et al., 2010). Für zusätzliche Informationen der Zahnform, Oberfläche und farblichen Struktur kann ein digitales Foto oder ein farblicher Intraoralscan helfen.

1.7.1 Kolorimeter

Ein Kolorimeter, auch Dreifilter-Farbmessgerät genannt, basiert auf der trichromatischen Theorie des menschlichen Zapfensehens (Corcodel und Hassel, 2012). Das vom Zahn reflektierte Licht durchläuft einen roten, grünen und blauen Filter bevor es auf den Detektor trifft (Chu et al., 2010). Da Kolorimeter in der Industrie für glatte Oberflächen entwickelt wurden, ist die gekrümmte Zahnoberfläche für die Anwendung in der Zahnmedizin jedoch von Nachteil (Sikri, 2010). Außerdem altern die Filter und die Messungen können durch äußeres Licht beeinflusst werden (Goldstein und Schmitt, 1993; Sarafianou et al., 2012). Deshalb ist trotz hoher intrarater Reliabilität die interdevice Übereinstimmung zwischen dentalen Kolorimetern niedrig (Joiner, 2004; Karaagaciloglu et al., 2010).

1.7.2 Spektralfotometer

Spektralfotometer analysieren das gesamte Spektrum des reflektierten Lichts und deren Strahlungsintensitäten (Corcodel und Hassel, 2012). Dafür enthalten sie Spektralfilter, die das sichtbare Licht in 1 – 25 nm Intervalle zerlegen (Chu et al., 2010). Spektralfotometer sind teurer als Kolorimeter, dagegen aber langlebiger und weniger störanfällig (Kim-Pusateri et al., 2009). Außerdem sind sie, anders als Kolorimeter, unabhängig von äußeren Lichteinflüssen (Lee et al., 2002; Olms et al., 2009). Laut einer Vergleichsstudie steigt die interrater Reliabilität bei Verwendung eines dentalen Spektralfotometers anstelle der visuellen Methode von 26,6 % auf 83,3 % und die Validität erhöht sich um 33 % (Paul et al., 2002). Auch andere Studien belegen die deutliche Überlegenheit eines Spektralfotometers hinsichtlich Validität und Reliabilität gegenüber der subjektiven Farbbestimmung (Derdilopoulou et al., 2007; Browning et al., 2009; Judeh und Al-Wahadni, 2009; Knezović et al., 2015). Das in der vorliegenden Studie verwendete VITA Easyshade Advance 4.0 der Firma VITA Zahnfabrik (Bad Säckingen, Deutschland), im folgenden VITA Easyshade Advance 4.0 genannt, ist ein dentales Spektralfotometer. Es gilt auf

Grund der hohen Validität und Reliabilität laut Studienlage als Goldstandard in der objektiven Farbbestimmung (Dozić et al., 2007; Yuan et al., 2007; Kim-Pusateri et al., 2009; Olms und Setz, 2013).

1.7.3 Digitalkamera

Anstelle einer chemischen Reaktion auf einem Analogfilm, speichern Digitalkameras Bilder mit Hilfe von CCD-Sensoren, die aus einer Ansammlung lichtempfindlicher Fotodioden bestehen (Sikri, 2010). Die meisten Digitalkameras basieren analog wie ein Dreifilter-Kolorimeter auf dem additiven RGB-Farbmodell, bei dem alle Farben durch die drei Grundfarben Rot, Grün und Blau gemischt werden (Chu et al., 2010). Viele Studien empfehlen digitale Fotografien als begleitende Informationsübermittlung zur Kommunikation mit der Zahntechnik (Jarad et al., 2005; Wee et al., 2006). Die Aufnahmen einer Digitalkamera sind jedoch vom Umgebungslicht abhängig (Odaira et al., 2011). Um den Informationsvorteil der gesamten vestibulären Zahnoberfläche bei der Farbbestimmung direkt mit zu erhalten, wurden Flächenmessgeräte entwickelt, die eine Digitalkamera mit einem Kolorimeter oder Spektralfotometer vereinen (Chu et al., 2010; Sikri, 2010). Diese Geräte haben dabei eine eigene Lichtquelle und schirmen das Umgebungslicht ab (Corcodel und Hassel, 2012). In der vorliegenden Studie wurde das Flächenmessgerät SpectroShade Micro der Firma MHT s.r.l. a socio unico (Verona, Italien), im folgenden SpectroShade Micro genannt, verwendet. Klassische dentale Spektralfotometer oder Kolorimeter werden dagegen als Punktmessgeräte bezeichnet, da sie nur einen Messbereich von ca. 3 - 5 mm aufweisen (Hugo et al., 2005; Khurana et al., 2007; Corcodel und Hassel, 2012).

1.7.4 Intraoralscanner

Ein Intraoralscanner übernimmt zwei Aspekte der visuellen Wahrnehmung: eine genormte Lichtquelle und den Detektor bzw. Sensor. Zumeist wird das Objekt mit einem Licht oder einem Laser punktuell, in Streifen oder in Flächen abgetastet. Die Art der Erfassung variiert dabei (Kupfer et al., 2012). Drei verschiedene Techniken der digitalen Bilderfassung sind in der Zahnmedizin etabliert: Triangulation, konfokale Bildgebung und Wavefront Sampling (Kupfer et al., 2012; Zimmermann et al., 2015; Zimmermann, 2016). Bei der Triangulationstechnik stehen zwei Digitalkameras mit definiertem, gleichem Abstand neben der Lichtquelle, so dass aus den Strahlengängen zwischen den beiden Kameras und dem erfassten Objekt ein Winkel gebildet wird, aus dem der genaue Abstand zum Objekt und folglich bei mehreren Bildern ein komplettes 3D-Bild errechnet werden kann (Kupfer et al., 2012). Bei der konfokalen Bildgebung wird das Licht parallel im gleichen Strahlengang zurückgeworfen und detektiert, so dass aus dem Objekt-Fokus Abstand proportional die Tiefenrelation des Objektes berechnet werden kann (Zimmermann, 2016). Das Wavefront Sampling bezeichnet die Aufnahme durch mehrere Kameras im Kopfstück des Intraoralscanners, die durch die unterschiedlichen Perspektiven ein

Gesamtbild erzeugen (Zimmermann et al., 2015). Neben den einfarbigen Aufnahmen gibt es zu allen drei Techniken chromatische Intraoralscanner, die die spektrale Zusammensetzung der Lichtquelle nutzen, um durch Projektion verschiedener Wellenlängen die Farbe zu erfassen (Zimmermann et al., 2015; Zimmermann, 2016). Der in der vorliegenden Studie verwendete Intraoralscanner TRIOS3 Color POD der Firma 3Shape (Kopenhagen, Dänemark), im folgenden Trios3 Color genannt, nutzt als Videoaufnahmetechnik die konfokale Bildgebung (Zimmermann et al., 2015). Laut Hack und Patzelt (2015) liefert dieser Intraoralscanner bei einem Vergleich mit fünf anderen die besten Ergebnisse hinsichtlich Validität und Reliabilität.

1.8 Implementierung in der Hochschullehre

An der Martin-Luther-Universität Halle-Wittenberg, im folgenden MLU genannt, ist die Verwendung der CAD/CAM-Technologie in der studentischen Ausbildung im Fachbereich der zahnärztlichen Prothetik seit 2010 Bestandteil des Lehrplans. In der Implementierungsphase war die Anwendung auf die Herstellung von Einzelkronen beschränkt. Die Abformung erfolgte analog, wurde konventionell ausgegossen und mittels Modellscanner digitalisiert. Ab dem Jahr 2013 wurde der Intraoralscanner Trios3 Color in die Lehre integriert und ist seit 2016 Inhalt des klinischen Behandlungskurses zur Herstellung von Einzelkronen und seit 2020 auch zur volldigitalen Herstellung von CAD/CAM-gefertigten Stabilisierungsschienen mit adjustierter Oberfläche. Auch die vollständige implantatprothetische Rehabilitation einer Einzelzahnücke im Seitenzahnggebiet wird in einem digitalen Workflow (Budde et al., 2017) seit 2017 durch die Studierenden durchgeführt (Wegner et al., 2018). Im Department der Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde der MLU wird somit seit mehr als 10 Jahren den Studierenden die Möglichkeit eröffnet, Zahnersatz volldigital herzustellen. Die Zahnfarbbestimmung jedoch erfolgt weiterhin subjektiv mit der VITA classical Farbskala oder dem VITA 3D-Master, obwohl der Trios3 Color Intraoralscanner die bisher ungenutzte Möglichkeit des integrierten Farbbestimmungstools bietet. Da die digitale Zahnfarbbestimmung häufig nicht im Studium gelehrt wird, verbleibt die visuelle Methode der Standard (Klinke et al., 2017). Durch Training und Erfahrung wird versucht die niedrige interrater Reliabilität der visuellen Methode zu verbessern (Douglas, 1997; Della Bona et al., 2009). Eine Integration eines Farbbestimmungskurses mit visuellen und digitalen Methoden in die Ausbildung kann jedoch einen höheren Nutzen erzielen (Klemetti et al., 2006; Olms et al., 2016).

1.9 Literaturübersicht digitaler Farbbestimmungsmethoden

Eine systematische Übersichtsarbeit von Moussaoui et al. (2019) analysierte drei Datenbanken (PubMed, Cochrane Library, Science Direct) nach dentalen Farbbestimmungen mittels Intraoralscanner im Zeitraum ohne Anfangsdatum bis zum 30. August 2018. Von insgesamt 912 Studien waren nur drei wissenschaftliche Beiträge für die Autoren relevant im

Hinblick auf in vivo Methodik-Vergleiche, was die geringe Anzahl an Untersuchungen zu diesem Thema verdeutlicht. Alle drei Studien behandelten den in dieser Dissertation zu untersuchenden Trios-Intraoralscanner. Eine eigene PubMed Recherche speziell auf den zu untersuchenden Trios-Intraoralscanner im März 2021 mit den Suchparametern „trios“ AND („color“ OR „colour“) ergab 55 Artikel, von denen insgesamt 8 Studien die Zahnfarbbestimmung behandelten. Tabelle 27 im Anhang führt diese Studien auf. Zusätzlich wurden weitere häufig zitierte Studien digitaler Farbvergleiche der anderen beiden Vergleichsgeräte dieser Dissertation mitgelistet und deren Abgrenzung zu diesem Studiendesign in einer Matrix markiert. Diese Aufstellung der Literatur verdeutlicht die Diversifikation der objektiven Zahnfarbbestimmungsvergleiche im Hinblick auf den Versuchsaufbau, die verwendeten Geräte und die Auswertung in L*a*b*-Werten oder nominalen Farbschemata. Ähnliche Studien nutzten andere Versionen der gleichen Gerätehersteller, führten keine in vivo Vergleiche durch oder verzichteten auf eine Positionierungshilfe bei der Vermessung. Auch die Orientierung an unterschiedlichen Grenzwerten der Sichtbarkeit und klinischen Akzeptanz und die Verwendung unterschiedlicher Geräte als Vergleichsstandard für die Validität führten zu unterschiedlichen Studienergebnissen. Die vorliegende Studie soll diese Aspekte berücksichtigen und mit den zum Zeitpunkt der Versuchsdurchführung teilweise neueren Versionen der Farbbestimmungsgeräte vergleichen.

2 Zielstellung

Obwohl die Probleme der visuellen Farbnahme durch die Subjektivität der menschlichen Wahrnehmung und der exogenen Faktoren weithin bekannt sind (siehe Kapitel 1.4) finden die objektiven Methoden nur zögerliche Verbreitung (Dozić et al., 2007; Klinke et al., 2017). Durch den Digitalisierungsprozess wurden Farbbestimmungsgeräte mit deutlicher Optimierung der Reliabilität und der Validität verfügbar (siehe Kapitel 1.7). Derzeit finden diese Systeme jedoch keine Integration in die studentische Ausbildung und in den klinischen Alltag (siehe Kapitel 1.8).

Ziel dieser Studie war die Evaluierung des automatischen Farbbestimmungstools des Trios3 Color Intraoralscanners im Vergleich zu unterschiedlichen konventionellen Farbbestimmungsmethoden und -geräten hinsichtlich Validität und Reliabilität vor der Implementierung der digitalen Zahnfarbbestimmung in die studentische Ausbildung an der MLU.

Zur Hauptfragestellung der Evaluierung des Trios3 Color Intraoralscanners wurde postuliert, dass

- es zwischen den einzelnen objektiven Farbbestimmungsmethoden im Vergleich zum Goldstandard VITA Easyshade Advance 4.0 keinen sichtbaren Unterschied gibt.
- der Trios3 Color Intraoralscanner zur Farbbestimmung der Kernzahnfarbe geeignet ist.

Für weitere Nebenfragestellungen wurde postuliert, dass

- sich die in vitro Farbbestimmung nicht von der in vivo Farbbestimmung unterscheidet.
- die objektive Farbbestimmung der visuellen überlegen ist.
- zusätzliches Licht durch die Behandlungsleuchte keinen Einfluss auf die Messungen des Trios3 Color Intraoralscanners hat.
- der Trios3 Color Intraoralscanner Unterschiede im Zahnfarbverlauf von zervikal nach inzisal erkennt.

3 Material und Methodik

Die Studie unterteilte sich in einen in vitro und in einen in vivo Abschnitt. Der in vitro Teil war die Voraussetzung für die nachfolgenden in vivo Validitätsvergleiche.

Das Studiendesign wurde von der Ethik-Kommission der Medizinischen Fakultät der Martin-Luther-Universität Halle-Wittenberg genehmigt (Bearbeitungs-Nummer 2018-183). Das Studiendesign entspricht den Anforderungen der Deklaration von Helsinki (Stand 2013) und der Datenschutz-Grundverordnung der Europäischen Union aus dem Jahr 2018. Für jede urheberrechtlich geschützte Abbildung dieser Dissertation liegt eine Genehmigung des Verlags bzw. Urhebers vor.

3.1 In vitro

Insgesamt wurden drei objektive Messmethoden durchgeführt. Es wurden immer dieselben Messgeräte durch einen gleichbleibenden Zahnarzt eingesetzt. Diese wurden jeweils vorher desinfiziert, kalibriert und nach Herstellerangaben verwendet.

3.1.1 Bestimmung der „wahren“ Farbe in $L^*a^*b^*$

Der erste Schritt war die Bestimmung der „wahren“ Farbe eines VITA 3D-Master Farbringes inklusive der drei Bleaching Farben, insgesamt 29 Farbschemata, ausgedrückt als $L^*a^*b^*$ -Wert. Dazu wurde jede dieser 29 Farbproben fünfmal mit dem Goldstandard der objektiven Zahnfarbbestimmung, einem VITA Easyshade Advance 4.0 Spektralfotometer (Abbildung 12, Seite 25), vermessen (Olms und Setz, 2013).



Abbildung 12: VITA Easyshade Advance 4.0 (eigenes Bild)

Die einzeln entnehmbaren VITA 3D-Master Farbschemata wurden senkrecht in Knetmasse (Panasil Putty der Firma Kettenbach GmbH & Co. KG, Eschenburg, Deutschland) gesteckt. Somit waren die Farben frei in der Luft stehend, so wie sie auch zur Anwendung am Patienten

kommen. Die Messungen erfolgten frei Hand immer in der Mitte der Probe. In der geräteinternen Software gibt es verschiedene Messmethoden. In dieser Studie wurde die Singlespot-Messung gewählt, da nur in diesem Modus sowohl die 3D-Master Farben als auch die $L^*a^*b^*$ -Werte angezeigt werden. Die Messspitze wurde senkrecht auf die Messstelle gelegt und per Knopfdruck gestartet. Nach 1 - 2 Sekunden (s) erhielt man einen Wert.

Aus fünf Messungen je 3D-Master Farbe wurde für den L^* -, a^* - und b^* -Wert das arithmetische Mittel gebildet. So stellte sich für jede 3D-Master Farbe des Farbringens genau ein $L^*a^*b^*$ -Farbwert dar, der als „wahre“ Farbe angenommen wurde.

Diese Daten ergaben eine Umrechnungstabelle der VITA 3D-Master Farben in $L^*a^*b^*$ -Werte.

3.1.2 Vermessung mit Trios3 Color Intraoralscanner

Nun folgte die Vermessung des Farbringens durch den Trios3 Color Intraoralscanner. Das Handstück des Scanners (Abbildung 13, Seite 26) ist per USB-Anschluss an einen Alienware Laptop der Firma Dell Technologies Inc. (Round Rock, USA) angeschlossen. Vor jeder Anwendung wurde eine Farb- und 3D-Kalibrierung durchgeführt.



Abbildung 13: Trios3 Color Intraoralscanner (eigenes Bild)

Die Software benötigt zur Speicherung des gescannten dreidimensionalen Objektes ein größeres Areal. Kleine Segmente werden automatisch gelöscht. Deshalb wurden gleichzeitig drei bis vier, nebeneinander in Kontakt stehende Farbschemata eingescannt. Das Farbanalysetool des Intraoralscanners mittelt die Farbe aus einem gewählten Bereich. Für eine annähernd gleichbleibende mittige Positionierung des ausgewählten Bereichs wurde eine Rasterfolie auf den Laptop Bildschirm gebracht, anhand derer jedes gescannte Farbschema in Zoom und Achse ausgerichtet werden konnte. Das einzelne Scannen dauerte ca. 10 s und wurde dreimal durchgeführt (Todorović et al., 2013; Brandt et al., 2017). Für jeden Scandurchgang musste in der Software jeweils ein neuer Scanauftrag angelegt werden. Der Intraoralscanner konnte nur nominale Farbwerte, z. B. wie für diese Studie gewählt in VITA 3D-Master, ausgeben. Mit Hilfe

der in Schritt 1 erstellten Umrechnungstabelle (siehe Kapitel 3.1.1) wurde jeder gemessenen VITA 3D-Master Farbe ein $L^*a^*b^*$ -Wert zugeordnet.

3.1.3 Vermessung mit SpectroShade Micro

Da der Intraoralscanner im Gegensatz zu dem Punktmessgerät VITA Easyshade 4.0 eine größere Fläche scannt, wurde eine weitere Messreihe durchgeführt mit dem Flächenmessgerät SpectroShade Micro (Abbildung 14, Seite 27). Es handelt sich dabei um ein Kombinationsgerät aus Digitalkamera und Spektrofotometer (siehe Kapitel 1.7.3).



Abbildung 14: SpectroShade Micro (eigenes Bild)

Das SpectroShade Micro wurde kalibriert und jede VITA 3D-Master Farbprobe wurde nacheinander fotografisch erfasst. Dazu wurde das Kopfstück nah an ein VITA 3D-Master Farbschema gehalten. Die Plastikummantelung umschloss dabei das Farbschema von vorne für eine Reduzierung äußerer Lichteinflüsse.

Eine Winkelmessung zeigt auf dem Touch-Display anhand einer waagerechten grünen Linie die korrekte Positionierung an. Per Knopfdruck wird die gesamte Oberfläche der Probe durch Aufnahme eines Fotos inklusive der Spektraldaten erfasst. Nach Erstellung des Bildes zeigt ein grüner Punkt auf dem Display eine „perfekte“ Messung, ein oranger Punkt eine „mittelmäßige“ Messung und ein roter Punkt eine „falsche“ Messung an. Wie in einer analogen Studie wurden nur die „perfekten“ Messungen verwendet (Sarafianou et al., 2012). Als Maßstab für diese interne Bewertung verwendet das Gerät das Ergebnis der Winkelmessung und eine eventuelle Unschärfe durch Verwacklungen.

Insgesamt wurden je Messstelle drei Messungen durchgeführt und die VITA 3D-Master Farben und L*a*b*-Werte erfasst (Sarafianou et al., 2012). Die Daten wurden auf dem Touchscreen ausgewertet. Mit einem Touchpen konnte dafür von der Aufnahme der Bereich gewählt werden, aus dem die Farbe gemittelt werden sollte.

3.1.4 Auswertung und Statistik

Die Messwerte wurden tabellarisch mit Microsoft Excel 2010 (Microsoft Corporation, Redmond, Washington, USA) erfasst. Zur statistischen Auswertung wurde das Statistikprogramm SPSS Statistics Version 25 (IBM Corporation, Armonk, New York, USA) verwendet. Da für die in vitro Untersuchungen keine Fallzahlanalyse erfolgte, wurden die Ergebnisse rein explorativ interpretiert.

Die Auswertung wurde unterteilt in

- metrische L*a*b*-Werte und
- nominale VITA 3D-Master Farben.

Metrisch: Jedem rein nominalen Messwert des Trios3 Color wurde ein metrischer L*a*b*-Wert aus der Umrechnungstabelle zugeordnet. Aus den drei bis fünf Einzelmessungen aller Messmethoden wurden Mittelwerte berechnet. Die L*a*b*-Mittelwerte der Farbbestimmungsmethoden wurden paarweise mit Berechnung des euklidischen Abstandes zweier Farbpunkte im dreidimensionalen CIELAB Farbraum ΔE verglichen.

$$\Delta E = \sqrt{(L1 - L2)^2 + (a1 - a2)^2 + (b1 - b2)^2}$$

Die Gesamtmenge der ΔE Werte stellte die Messdaten dar. Diese wurden grafisch auf Symmetrie geprüft. Es wurde außerdem kontrolliert, ob die Schiefe der Messdaten einen Wert zwischen -2 und +2 aufwies. Von den Messdaten wurden die Mittelwerte \bar{x} , die Mediane und die Standardabweichungen SD bei einem Konfidenzintervall von 95 % bestimmt. Als weiterer Anhaltspunkt für symmetrische Daten wurde die Übereinstimmung des Mittelwertes mit dem Median überprüft. Mittels Einstichproben-t-Test wurde bei einem Testwert = 1, angelehnt an die untere Grenze der Sichtbarkeit, geprüft, ob die Farbbestimmungsmethoden sichtbar unterschiedliche Farben bestimmten (siehe Kapitel 1.5). Für die Stärke der angegebenen Tendenzen wurde der p-Wert bestimmt. Ein p-Wert $\leq 0,05$ deutete auf eine starke Tendenz. Bei unsymmetrischen Messdaten wurde zusätzlich der nichtparametrische Einstichproben-Wilcoxon-Test mit einem Testwert = 1 durchgeführt. Die grafische Darstellung folgte als Boxplot-Diagramm mit den Referenzwerten der in vitro Sichtbarkeit bei $\Delta E = 1$ (Kuehni und Marcus, 1979; Seghi et al., 1989) und der in vitro Grenze der klinischen Akzeptanz bei $\Delta E = 2,72$ (Ragain Jr und Johnston, 2000) (siehe auch Kapitel 1.5).

Nominal: Die nominalen 3D-Master Werte können nicht auf einer zweidimensionalen Skala geordnet werden. Es kann kein Mittelwert gebildet werden. Es gab deshalb bei 3 – 5 Messwiederholungen mehrere Werte zu vergleichen. Dafür wurde die Gesamtmenge an möglichen vergleichenden Paaren bestimmt und die Übereinstimmungen je Messstelle gezählt. Nach Aufsummierung und Mittelung über alle Messstellen wurde dies in Prozent zur maximal möglichen Gesamtmenge als Übereinstimmungsquote angegeben. Die Unterschiede der Übereinstimmungsquoten zwischen den Methoden wurden global mittels Chi²-Test nach Pearson untersucht. Bei globalen Unterschieden wurde dies post hoc paarweise mittels Chi²-Tests nach Pearson geprüft. Bei einer erwarteten Häufigkeit kleiner fünf wurde für die Berechnung des p-Wertes eine exakte Testung nach Fischer vorgenommen. Die Effektstärke wurde mit Cramér's V bestimmt. Nach Cohen (1988) ergibt sich ein kleiner Effekt ab $V = 0,1$, ein mittlerer Effekt ab $V = 0,3$ und ein großer Effekt ab $V = 0,5$.

Weiterhin gab es drei, zu untersuchende, qualitative Parameter:

- als Reliabilitätstest die Wiederholbarkeit bei einem kurzen Intervall von direkt aufeinander folgenden Messungen mit demselben Messgerät,
- die Validität (Richtigkeit) als Vergleich zum „wahren“ Referenzwert und
- die interdevice Übereinstimmung zwischen verschiedenen Messgeräten ohne einen bekannten Referenzwert.

Reliabilitätstest metrisch (Wiederholbarkeit kurzes Intervall): Zuerst wurde die Präzision jedes einzelnen Gerätes bestimmt. Neben etwaiger geräteinterner Messfehler schließt dies besonders die Anfälligkeit für Anwendungsfehler ein. Über die Gesamtheit der 29 in vitro Messungen konnte mit den Mittelwerten keine Aussage über die Reliabilität gegeben werden, da es unterschiedliche Messpunkte waren. Daher wurde die Standardabweichung als Schwankungsbreite um den Mittelwert bei drei bis fünf Messungen gemittelt. Dies erfolgte eindimensional für jede Koordinate L^* , a^* und b^* . Da eine Schwankung von 0 für eine perfekte Reliabilität spricht, wurde der Testwert auf 0 gesetzt.

Validität und interdevice Übereinstimmung metrisch: Die Richtigkeit der Messungen des Trios3 Color (T) und des SpectroShade Micro (S) wurde in ΔE gegen den Goldstandard VITA Easyshade Advance 4.0 (V) dargestellt. Im gleichen Zuge wurde die interdevice Übereinstimmung der beiden Geräte (T - S) zueinander dargestellt. Zusätzlich zum dreidimensionalen ΔE wurde der lineare Abstand der einzelnen Koordinaten ΔL^* , Δa^* und Δb^* und die Farbkomponente ΔC untersucht. Somit konnte der Einfluss der einzelnen Größen veranschaulicht werden.

Reliabilitätstest nominal (Wiederholbarkeit kurzes Intervall): Bei n Messwiederholungen je Farbschema gab es eine Anzahl von $n * (n - 1) / 2$ möglichen übereinstimmenden Paaren. Bei 3 Wiederholungsmessungen gab es somit $3 (3 - 1) / 2 = 3$ mögliche Paare je Farbschema und bei 5 Messungen 10 Paare. Auf alle 29 Farbschemata bezogen, gab es in vitro folglich entweder 87 oder 290 Paare. Die Summe der wertgleichen Paare je Farbschema geteilt durch die Gesamtmenge aller Paare ergab in Prozent die Übereinstimmungsquote als Reliabilität.

Eine interrater Reliabilität (Reproduzierbarkeit) wurde nicht betrachtet, da es keine unterschiedlichen Untersucher oder räumlichen Parameteränderung gab.

Übereinstimmung zur aufgedruckten Farbe nominal: Da die Farben der zu untersuchenden Messstellen bekannt waren, wurden bei der nominalen Untersuchung nicht die Ergebnisse des VITA Easyshade Advance 4.0 als „wahre“ Farbe angegeben, sondern der VITA 3D-Master Farbring stellte selbst die Referenz dar. Für jedes Gerät wurde die Übereinstimmungsquote als Summe der wertgleichen Paare geteilt durch die maximal mögliche Gesamtmenge bestimmt. Bei 29 Farbschemata und n Messwiederholungen lag die Gesamtmenge der maximal möglichen Übereinstimmungen je Gerät insgesamt entweder bei $29 * 3 = 87$ oder bei $29 * 5 = 145$.

3.2 In vivo

Im zweiten Teil der Studie wurden in vivo Messungen durchgeführt. Zu den drei im ersten Teil genannten objektiven Methoden erfolgte zusätzlich eine visuelle Zahnfarbbestimmung mit dem in vitro vermessenen VITA 3D-Master Farbring. Die Teilnahme an der klinischen Studie war freiwillig. Vor Beginn wurde eine mündliche Aufklärung durchgeführt und eine unterschriebene Einwilligungserklärung vorgelegt. Die Auswertung der erhobenen Zahnfarben erfolgte anonymisiert.

3.2.1 Hauptfragestellung

Der metrische in vivo Validitätsvergleich der drei Messmethoden Trios3 Color (T), SpectroShade Micro (S) und visuell durch Zahntechniker/-in (ZT) zum Goldstandard VITA Easyshade Advance 4.0 (V) bildete die Hauptfragestellung ab. Die Nullhypothese (H_0) lautete: Es besteht kein Unterschied größer als $\Delta E = 1$ der einzelnen Farbbestimmungsmethoden im Vergleich zum Goldstandard.

$$H_0: \mu_1(\Delta E V - T) = \mu_2(\Delta E V - S) = \mu_3(\Delta E V - ZT) \leq 1$$

Die Alternativhypothese (H_1) lautete: Es besteht ein Unterschied größer als $\Delta E = 1$ der einzelnen Farbbestimmungsmethoden im Vergleich zum Goldstandard ($\Delta E > 1$).

$$H_1: \mu_1 = \mu_2 = \mu_3 > 1$$

Für diese Hauptfragestellung wurde eine Fallzahlanalyse durchgeführt.

3.2.2 Fallzahlanalyse

Vor Beginn der in vivo Untersuchung wurde eine Fallzahlberechnung durchgeführt. Die Fallzahlberechnung beruhte auf dem metrischen Hauptzielkriterium Farbabstand in ΔE im L*a*b*-Farbraum zur VITA Easyshade Advance 4.0 Messung. Die in vivo Ergebnisse der VITA Easyshade Advance 4.0 Messungen, welche jeweils auf 5 Messwiederholungen beruhten, wurden als Referenzwert festgelegt. Da drei Messmethoden mit dem Goldstandard verglichen wurden, wurde das Signifikanzniveau nach Bonferroni auf $5\% / 3 = 1,67\%$ festgelegt und damit für multiples Testen korrigiert ($p\text{-Wert} \leq 0,0167$). Für die geplanten Analysen mittels Einstichproben t-Test ergab sich so mit $\alpha = 1,67\%$ und einer Power von 80% ein Stichprobenumfang von jeweils 27 für jede der drei Messmethoden. Um mögliche Dropouts im Umfang von 10% zu berücksichtigen wurde der Stichprobenumfang für jede Messmethode auf mindestens 30 festgelegt. Nach einer universitären Informationsveranstaltung waren 33 Studierende daran interessiert an der in vivo Messreihe teilzunehmen.

3.2.3 Auswahl der Probanden/-innen

Unter der Berücksichtigung folgender Einschlusskriterien wurden 33 Probanden/-innen in die Untersuchung aufgenommen. Der mittlere rechte obere Schneidezahn, nach FDI-Zahnschema (Fédération Dentaire Internationale, Zahnärztlicher Weltverband) bezeichnet als 11, musste vital, intakt, naturgesund und ohne Restaurationen sein. Somit fielen konservierend oder prothetisch versorgte Zähne heraus. Auch entwicklungsbedingte Mineralisationsstörungen oder kariogene Defekte zählten zu den Ausschlusskriterien. Im Vorfeld der Untersuchung sorgte eine professionelle Zahnreinigung der Oberkieferfrontzähne für eine plaquereduzierte Messoberfläche. Zu der Farbbestimmung sollten die Probanden/-innen in neutraler Kleidung und ungeschminkt erscheinen.

3.2.4 Messumgebung und Beleuchtung

Für einheitliche Messbedingungen wurden die räumlichen Parameter konstant gehalten. Die Untersuchung fand bei Tageslicht in einem Behandlungszimmer, dessen Fenster nach Norden ausgerichtet und dessen Behandlungsleuchte ausgeschaltet war, statt. Als Tageszeit wurden die Stunden vor und nach dem Höchststand der Sonne gewählt. Dies war zum einen vormittags zwischen 11 und 12 Uhr und zum anderen nachmittags von 13 bis 15 Uhr. Eine konstante Farbtemperatur konnte jedoch allein durch Tageslicht nicht gewährleistet werden. Deshalb wurde durch die Verwendung von künstlichen Lichtquellen Abhilfe geschaffen. Die Leuchtstoffröhren der Deckenbeleuchtung waren vom Typ OSRAM FQ HO 49W/865 (Osram Licht AG, München,

Deutschland) mit einer Farbtemperatur von 6.500 K. Die Probanden/-innen nahmen Platz auf der zahnmedizinischen Behandlungseinheit, Gesicht zum Fenster gewandt. Durch die Beleuchtung konnte so insgesamt eine nahezu konstante Lichtqualität erreicht und eine Schattenbildung oder Blendung durch direkte Sonneneinstrahlung vermieden werden.

3.2.5 Positionierungsschiene

Zur Normierung einer einheitlichen Messstelle wurde für alle Probanden/-innen eine Oberkieferschiene hergestellt, in die ein im Durchmesser 5 mm großes Loch im mittleren Drittel des ersten rechten Inzisivi gefräst wurde. Die Herstellung der Positionierungsschienen erfolgte nach den Empfehlungen für in vivo Zahnfarb-Evaluationen nach Shimada et al. (2004).

Für die Schiene wurde ein Alginatabdruck (Tetrachrom Präzisionsalginat der Firma Kaniedenta Dentalmedizinische Erzeugnisse GmbH & Co. KG, Herford, Deutschland) mit einem konfektionierten Rim-Lock-Löffel genommen. Die Abformung wurde im zahntechnischen Labor mit Gips (profilare 70 Halbhartgips Typ 3 der Firma dentona AG, Dortmund, Deutschland) ausgegossen. Auf dem so hergestellten Modell wurden vorhandene Unterschnitte mit Wachs ausgeblockt und im Tiefziehgerät (Erkoform D2 der Firma Erkodent Erich Kopp GmbH, Pfalzgrafenweiler, Deutschland) eine 1,5 mm dicke Tiefziehfolie aus Polyethylenterephthalat (Erkodur der Firma Erkodent Erich Kopp GmbH, Pfalzgrafenweiler, Deutschland) erhitzt und unter Vakuum tiefgezogen. Die entstandene Schiene wurde entlang des Zahnfleischsaums freigeschnitten und scharfe Ränder geglättet. Im Anschluss wurde im mittleren Drittel des ersten rechten Inzisivi die Messstelle freigeschliffen. Der Durchmesser von 5 mm entspricht der Messspitze des VITA Easyshade Advance 4.0, dem einzigen Gerät welches unmittelbar in Kontakt mit dem zu messenden Zahn stehen muss. Sowohl die objektiven Messungen als auch der visuelle Farbschemavergleich erfolgten nur an der freiliegenden Zahnoberfläche.

3.2.6 Messmethoden und -geräte

Die Messungen an den Probanden/-innen wurden durchgeführt mit abgehaltener Oberlippe und leicht geöffnetem Mund. Um die Transluzenz der Inzisivi zu gewährleisten, sollte die Zunge locker im Mund liegen und die Palatinalflächen nicht berühren. Dies entsprach einem freien Hintergrund der Testobjekte vergleichbar der in vitro Versuchsreihe.

Über die Messspitze des dentalen Spektralfotometers VITA Easyshade Advance 4.0 wurde vor der Messung eine Schutzfolie gegen Kontamination mit Speichel aufgezogen (Abbildung 15, Seite 33). Dies machte es notwendig zwischen jedem/-r Probanden/-in das Gerät mit neuer Schutzfolie zu kalibrieren. Analog der in vitro Goldstandardvermessung wurde jede Messstelle fünfmal vermessen (Olms und Setz, 2013).



Abbildung 15: In vivo Messung mit VITA Easyshade Advance 4.0 (eigenes Bild)

Darauf folgte die Erstellung eines Intraoralscans mit dem Trios3 Color. Damit kleine Scansegmente nicht automatisch gelöscht werden, wurden neben dem Zahn 11 noch die beiden Nachbarzähne mit erfasst. Jede Messstelle wurde gleich der in vitro Versuchsreihe dreimal aufgenommen (Todorović et al., 2013; Brandt et al., 2017).

Im Anschluss wurden drei Aufnahmen je Messstelle mit dem SpectroShade Micro erstellt (Sarafianou et al., 2012). Nach erfolgter Desinfektion und Kalibrierung wurde auf das Mundstück ein weiches Gingivapolster geklebt. Es konnte somit oberhalb des zu vermessenden Zahnes auf der Schleimhaut intraoral abgestützt werden (Abbildung 16, Seite 33). Die Plastikummantelung des Gerätes und das nahe Heranführen an den Zahn führten zu einer Abschattung von äußeren Lichteinflüssen.



Abbildung 16: In vivo Messung mit SpectroShade Micro (eigenes Bild)

Nach den drei objektiven Zahnfarbmessungen wurde durch drei Zahntechniker/-innen (ZT A, B und C) mit dem VITA 3D-Master Farbschema jeweils einmal die Zahnfarbe gewählt. Die Untersucher/-innen standen mit dem Rücken zum Fenster. Nacheinander, ohne die Auswahl der

anderen zu kennen, verwendeten sie alle dasselbe VITA 3D-Master Farbschema. Um eine Adaptation der Farbwahrnehmung zu verhindern, sollten sie den Zahn und die vergleichende 3D-Master Farbe jeweils nur kurzweilig, ungefähr 5 - 7 s lang, betrachten.

Auf Grund eines Erinnerungsfehlers wäre keine sofortige Mehrfachmessung möglich gewesen. Weiterhin handelte es sich um drei verschiedene „Rater“ einer gleichen Methode. Eine Mittelwertsbildung der drei Zahntechniker/-innen entspräche nicht dem Mittelwert der direkten Wiederholungen eines einzelnen, objektiven Farbmessgerätes. Für die gesamte Auswertung wurde daher, um eine Vorselektion zu vermeiden durch Zufall, ein/-e Zahntechniker/-in ausgewählt. In diesem Fall handelte es sich um den Zahntechniker ZT B. Die Messungen von ZT A und ZT C dienten zur weiteren Untersuchung der visuellen Methode in folgenden Nebenfragestellungen (siehe Kapitel 3.2.8).

3.2.7 Auswertung und Statistik

Die Auswertung und Statistik erfolgte analog der in vitro Untersuchung (siehe Kapitel 3.1.4). Die Hauptfragestellung wurde konfirmatorisch mittels p-Wert auf Signifikanz überprüft. Da die statistische Signifikanz auf Basis des p-Wertes in der Literatur fraglich diskutiert wird (Amrhein et al., 2019; Wasserstein et al., 2019), wurden alle weiteren Fragestellungen dieser Dissertation, für die keine eigens erstellte Fallzahlanalyse durchgeführt wurde, rein explorativ interpretiert. Der dabei dargestellte p-Wert deutete folglich nur Tendenzen an. Nach Bonferroni Korrektur deutete ein $p\text{-Wert} \leq 0,05 / n$ auf eine starke Tendenz, wobei n die Anzahl der Testmethoden darstellte. Neben dem Trios3 Color wurden in vivo auch der visuellen Methode metrische $L^*a^*b^*$ -Werte aus der Umrechnungstabelle zugeordnet. Die Boxplot-Diagramme behielten die untere Grenze der in vitro Sichtbarkeit von $\Delta E = 1$ als Referenzlinie. Die Grenze der klinischen Akzeptanz wurde angepasst an den oberen Schwellenwert aus in vivo Studien von $\Delta E = 6,8$.

Validität und interdevice Übereinstimmung metrisch: Zuerst wurde die Hauptfragestellung untersucht. Danach folgte die in vivo interdevice Übereinstimmung der Methoden ohne Goldstandard untereinander. Der Einfluss der einzelnen Größen L^* , a^* und b^* wurde im in vitro Teil schon dargelegt und daher nicht erneut bestimmt. Die nominale Übereinstimmung zum „wahren“ Wert konnte in vivo nicht bestimmt werden, da die Zahnfarbe nicht bekannt war. Auf Grund der 5 Messwiederholungen des Goldstandards konnte bei einer Abweichung nicht definiert werden, welche Farbe die „wahre“ Zahnfarbe sei.

Reliabilitätstest nominal (Wiederholbarkeit kurzes Intervall): In vivo wurde die metrische Schwankungsbreite um den Mittelwert anhand der Standardabweichung nicht untersucht. Der Einfluss extrinsischer Faktoren im Vergleich zur in vitro Reliabilität wurde durch die

Nominaldaten in Prozent übersichtlicher dargestellt als anhand der einzelnen Koordinaten L^* , a^* und b^* . Die nominale in vivo Berechnung erfolgte äquivalent zur in vitro Methode und nur für die objektiven Messgeräte. Bei 33 Messstellen gab es folglich entweder 99 oder 330 Paare. Dieser Reliabilitätstest kann bei unterschiedlichen „Ratern“ bei der subjektiven Methode nicht untersucht werden. Dies würde in dem Fall einer interrater Reliabilität (Reproduzierbarkeit) entsprechen (siehe Kapitel 3.2.8).

Ein in vitro / in vivo Vergleich erfolgte rein deskriptiv in der Diskussion.

3.2.8 Nebenfragestellung 1: Genauigkeit der visuellen Methode

Da bisher nur der Zahntechniker ZT B betrachtet wurde, sollte die Genauigkeit der visuellen Methode als erste Nebenfragestellung explorativ untersucht werden. Dazu wurden die Messungen von ZT A, ZT B und ZT C gegeneinander verglichen. Die beiden anderen Zahntechniker/-innen (ZT A und ZT C), sowie der Mittelwert aus allen dreien wurden metrisch gegen den Goldstandard verglichen (Validität).

Im Anschluss folgte die nominale Betrachtung der interrater Reliabilität (Reproduzierbarkeit bei verschiedenen „Ratern“) sowohl paarweise als auch global unter allen dreien unabhängig davon, ob es sich um ZT A, B oder C handelte. Paarweise bei je einmaliger Farbbestimmung stimmte die Gesamtmenge möglicher Übereinstimmungen mit der Anzahl an 33 Messstellen überein. Global gab es je Messstelle drei mögliche Paare und somit insgesamt $33 * 3 = 99$ mögliche Übereinstimmungen.

Nach 3 Monaten, um einen Erinnerungsfehler der visuellen Farbbestimmung zu verhindern, wurde die gesamte in vivo Messreihe wiederholt. Da es durch den zeitlichen Abstand zur Beeinflussung externer Faktoren kommen konnte, wurden neben der visuellen Farbbestimmung auch die anderen objektiven Zahnfarbbestimmungsmethoden wiederholt. Die Messwerte des zweiten Zeitpunktes wurden für explorative intra-rater Reliabilitätsvergleiche (Wiederholbarkeit bei langen Intervallen) verwendet. Alle anderen Fragestellungen dieser Studie basierten nur auf den Messungen des ersten Zeitpunktes. Für die nominale Übereinstimmungsquote zwischen den Messzeitpunkten ist n^2 die Anzahl aller möglichen Paare der ersten Messung zur Wiederholung. Bei z. B. drei Messungen je Zeitpunkt ergeben sich $3^2 = 9$ mögliche Paare. Jeder Wert aus Zeitpunkt 1 hat genau drei Paare mit den Messungen aus Zeitpunkt 2. Bei fünf Messungen waren es folglich 25 Paare und bei nur einer ZT Messung nur ein Paar. Zuletzt wurde der Abstand des ersten gemittelten Messwertes metrisch zum zweiten in ΔE bestimmt.

3.2.9 Nebenfragestellung 2: Lichteinfluss Trios3 Color

Die zweite Nebenfragestellung beschäftigte sich explorativ mit dem externen Lichteinfluss der Behandlungsleuchte der Dentaleinheit auf die Messungen des Trios3 Color Intraoralscanners (Reproduzierbarkeit bei geändertem Parameter). Dafür wurde eine zusätzliche

Messreihe mit eingeschalteter Behandlungsleuchte KaVoLUX 540 LED U der Firma Kaltenbach & Voigt GmbH (Biberach an der Riß, Deutschland) durchgeführt. Es wurden drei Intraoralscans je Messstelle durchgeführt. Diese erfolgten direkt im Anschluss an die gesamten in vivo Messungen des ersten Zeitpunktes.

Da die Farbtemperatur der Behandlungsleuchte zwischen 4.000 - 6.000 K einstellbar ist, wurde hierfür statt der empfohlenen 6.500 K (siehe Kapitel 1.4.1) das Standard-Tageslichtweiß der Vormittags- und Nachmittagssonne von 5.500 K gewählt.

Mit dem Luxmeter Typ ELVOS LM-1010 der Firma ELVOS GmbH (Bietigheim-Bissingen, Deutschland) wurde die Beleuchtung der Arbeitsumgebung im Vorfeld vermessen. Durch die oben genannten Umgebungsbedingungen ergab die Messung der Beleuchtungsstärke im Behandlungszimmer 1.245 lx und bei Verwendung der Behandlungsleuchte einen Wert von 36.500 lx. Um den Zahn mit 36.500 lx nicht zu überblenden wurde für die Versuchsreihe mit Behandlungsleuchte diese nur nahe an den Mund herangeführt, anstatt den Zahn direkt anzuleuchten.

Diese Nebenfragestellung wurde sowohl metrisch in ΔE , ΔL^* , Δa^* , Δb^* und ΔC , als auch nominal als Übereinstimmungsquote mit $n^2 = 3^2 = 9$ möglichen Paaren je Messstelle bestimmt. Außerdem wurde nominal die Wiederholbarkeit bei kurzem Intervall mit ebenso $n^2 = 3^2 = 9$ Paaren bestimmt.

3.2.10 Nebenfragestellung 3: Zahnfarbverlauf

Als dritte und letzte Nebenfragestellung wurde explorativ untersucht, ob der Trios3 Color Intraoralscanner die feinen Nuancen des Zahnfarbverlaufs von zervikal nach inzisal erkennt.

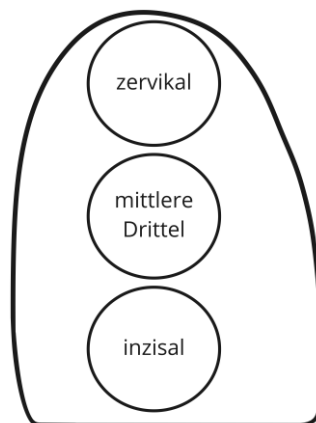


Abbildung 17: In vivo Messstellen zervikal, mittig und inzisal
Quelle: In Anlehnung an O'Brien et al. (1997)

Bei 10 zufällig ausgewählten Probanden/-innen wurden dafür auf dem gleichen Modell zwei weitere Schienen hergestellt, deren Messstelle einmal zervikal und einmal inzisal angelegt wurde

(Abbildung 17, Seite 36). Die in Kapitel 3.2.6 beschriebenen in vivo Messabläufe wurden analog an den zervikalen und inzisalen Messpunkten durchgeführt. Auch dies erfolgte unmittelbar im Anschluss an die gesamten in vivo Messungen des ersten Zeitpunktes und wurde metrisch in ΔE und nominal als Übereinstimmungsquote zervikal zu inzisal ausgewertet. Ein großer metrischer Abstand und eine geringe Übereinstimmungsquote spricht dabei für das Registrieren eines Farbunterschiedes. Zusätzlich wurde qualitativ ausgezählt, ob insgesamt von zervikal nach inzisal eine Farbe einer helleren oder dunkleren Helligkeitsgruppe vorgeschlagen wird.

3.3 Übersicht der Methodik

In Abbildung 18 auf Seite 37 ist der in vitro Versuchsaufbau grafisch dargestellt. Es gab folgende Paare der methodenvergleichenden Fragestellungen: V – T, V – S, T – S.

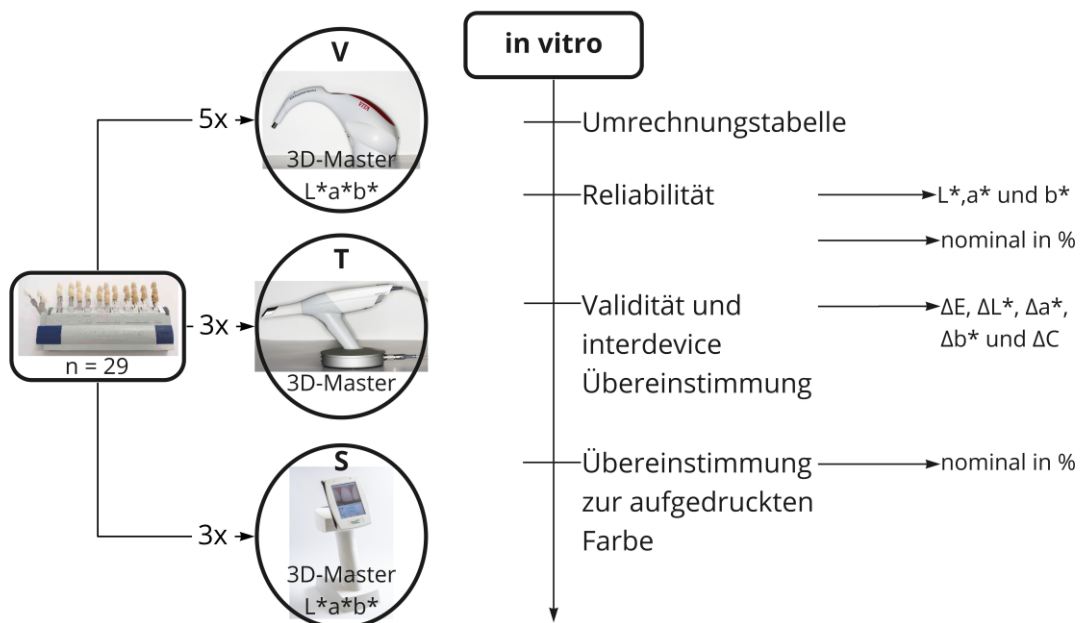


Abbildung 18: Übersichtsgrafik des Versuchsaufbaus in vitro

Legende: VITA Easyshade Advance 4.0 (V), Trios3 Color (T), SpectroShade Micro (S). Die Stichprobengröße ist mit dem Buchstaben „n“ dargestellt. Die Anzahl der Messungen je Messstelle ist auf den Pfeilen angegeben. Die Ausgabe der Messdaten ist im Kreis je Methode genannt.

In Abbildung 19 auf Seite 38 ist der in vivo Versuchsaufbau grafisch dargestellt. Insgesamt gab es folgende Paare der methodenvergleichenden Fragestellungen: V – T, V – S, T – S und zusätzlich mit Zahntechniker/-in visuell (ZT): V – ZT, T – ZT, S – ZT.

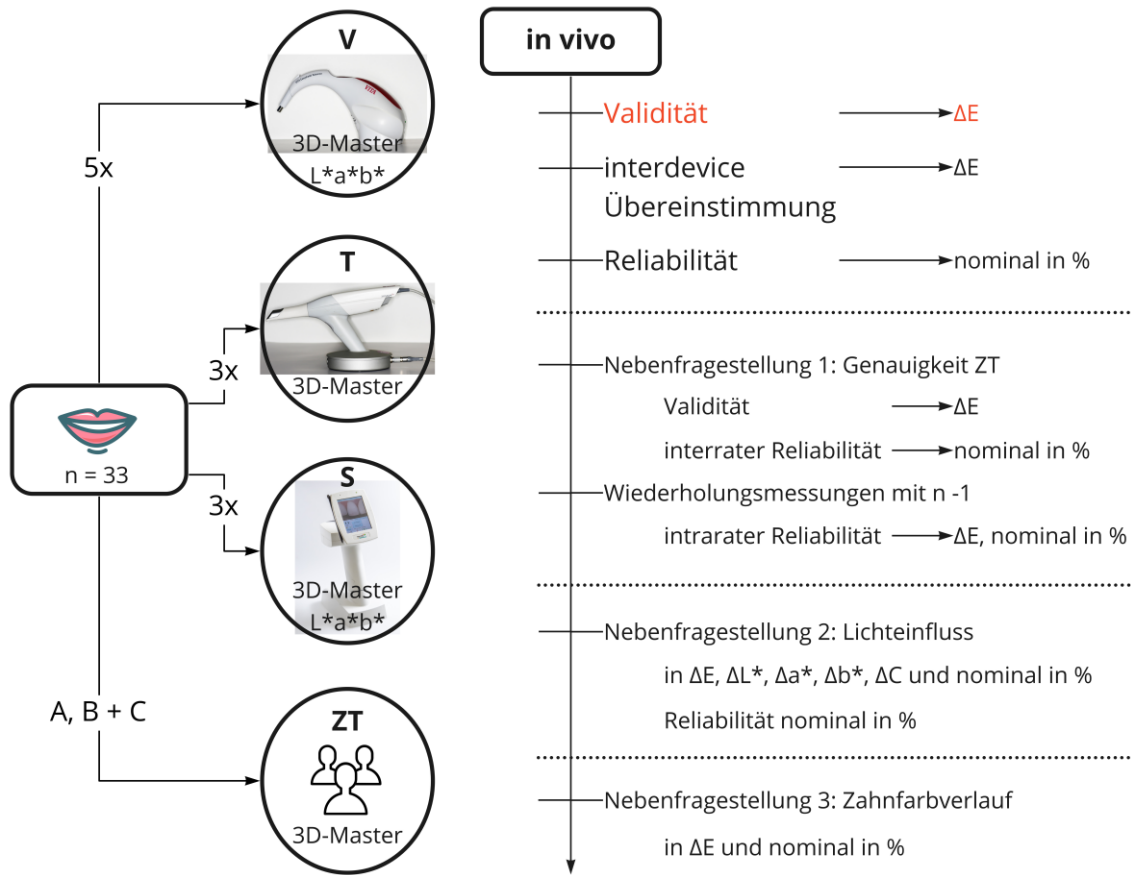


Abbildung 19: Übersichtsgrafik des Versuchsaufbaus in vivo

Legende: VITA Easyshade Advance 4.0 (V), Trios3 Color (T), SpectroShade Micro (S), Zahntechniker/-in visuell (ZT). Die Stichprobengröße ist mit dem Buchstaben „n“ dargestellt. Die Anzahl der Messungen je Messstelle ist auf den Pfeilen angegeben. Die Ausgabe der Messdaten ist im Kreis je Methode genannt. Zur Wiederholungsmessung fehlte eine Positionierungsschiene (siehe Ergebnis im Kapitel 4.2). In **roter** Schrift findet sich die confirmatorische Hauptfragestellung (siehe Kapitel 3.2.1).

4 Ergebnisse

Der nichtparametrische Einstichproben-Wilcoxon-Test ergab bei allen Berechnungen ähnliche Ergebnisse wie der Einstichproben-t-Test. Da der Einstichproben-t-Test eine größere Power hat (die Wahrscheinlichkeit, dass ein tatsächlich existierender Effekt entdeckt wird) und außerdem robust gegen Abweichungen von der Normalverteilung ist, wurden im Folgenden nur die Ergebnisse des Einstichproben-t-Tests angegeben.

4.1 In vitro

Bei 3 - 5 Wiederholungen je Messgerät und 29 Farbschemata wurden insgesamt $29 * (5 [V] + 3 [T] + 3 [S]) = 319$ in vitro Messungen durchgeführt. Die Umrechnungstabelle ist im Anhang dargestellt (Tabelle 26). Diese enthält die Vermessung der 29 Farbschemata des VITA 3D-Masters mit dem VITA Easyshade Advance 4.0 und definiert für jedes Farbschema genau einen $L^*a^*b^*$ -Wert.

4.1.1 Reliabilität metrisch (Wiederholbarkeit kurzes Intervall)

Die Schwankungsbreite um den Mittelwert der drei bis fünf Einzelmessungen stellt den metrischen Reliabilitätstest dar. Diese Messungsgenauigkeiten (Gerätefehler sowie Anwendungsfehler) wurden durch Angabe der Standardabweichungen der einzelnen Koordinaten L^* , a^* und b^* in vitro definiert. In Tabelle 3 sind dazu die Mittelwerte \bar{x} und die Standardabweichungen SD dargestellt. Die Ergebnisse des Einstichproben-t-Tests sind als p-Wert angegeben. Da eine Schwankung von 0 für eine perfekte Reliabilität spricht, wurde für den Einstichproben-t-Test der Testwert auf 0 (maximale Übereinstimmung) gesetzt. Somit zeigte jeder Wert eine Schwankung auf ($p\text{-Wert} \leq 0,05$). Auch der niedrige Wert von 0,04 (Schwankungsbreite des VITA Easyshade Advance 4.0 a^* -Wertes um den Mittelwert) stellte eine existente Messungsgenauigkeit dar.

Bei einem Testwert von 1 (Sichtbarkeit unter Laborbedingungen) zeigte sich jedoch nur die Annäherung des Trios3 Color L^* -Wertes an den Wert 1, während die anderen Werte geringer waren.

Tabelle 3: Reliabilität in vitro als Standardabweichung von L^* , a^* und b^*
Legende: p-Wert Testwert = 0 (maximale Übereinstimmung der Messwerte)

	L^*			a^*			b^*		
	V	T	S	V	T	S	V	T	S
\bar{x}	0,2	1,3	0,1	0,04	0,3	0,1	0,1	0,7	0,1
SD	0,2	1,3	0,1	0,03	0,3	0,02	0,1	0,8	0,1
p-Wert	< 0,001	< 0,001	< 0,001	< 0,001	< 0,001	< 0,001	< 0,001	< 0,001	< 0,001

Das Boxplot Diagramm in Abbildung 20 verdeutlicht dies grafisch. Da es sich um keine direkten Differenzen zweier Punkte im CIELAB Farbraum handelt, ist ein Bezug zu den Grenzwerten nicht abgebildet. Klar erkenntlich wies Trios3 Color in allen drei Koordinaten die größten Werte und somit die deutlichsten Schwankungen auf. Die anderen beiden Geräte zeigten nur sehr kleine Werte < 1 auf.

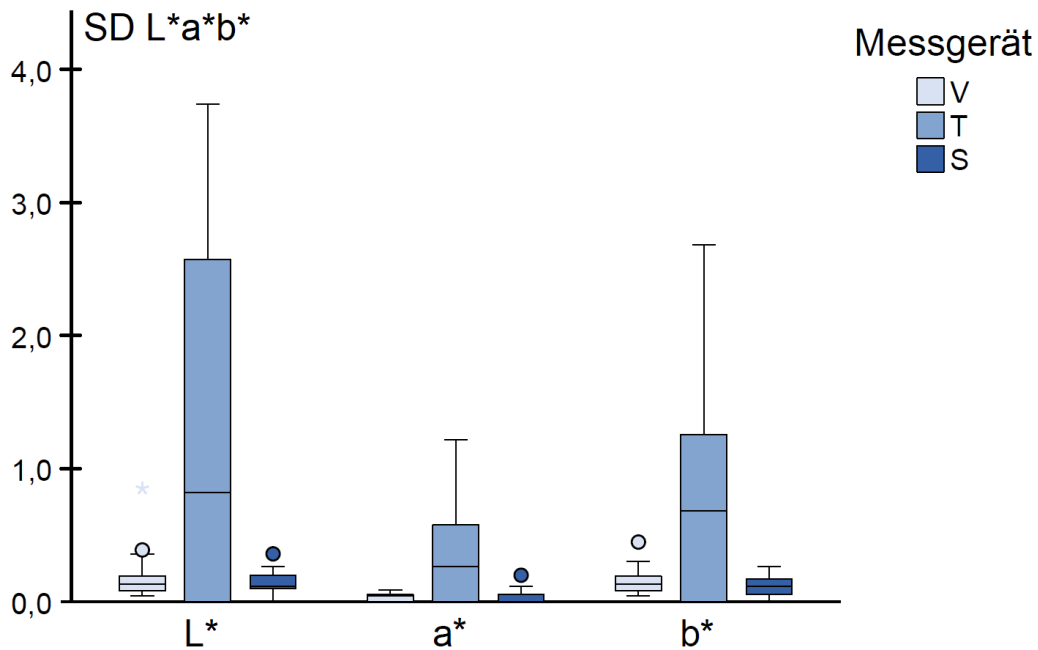


Abbildung 20: Boxplot Reliabilität in vitro als Standardabweichung SD der L*, a*, b*-Werte

4.1.2 Validität und interdevice Übereinstimmung metrisch

Zunächst sind die in vitro ΔE Farbdifferenzen zwischen dem Trios3 Color (T) und dem SpectroShade Micro (S) zum Goldstandard VITA Easyshade Advance 4.0 (V) als Validität dargestellt. Die interdevice Übereinstimmungen der beiden flächenmessenden Geräte (T - S) zueinander wurden zur besseren Übersicht an gleicher Stelle thematisiert. Tabelle 4 zeigt die Mittelwerte \bar{x} und die Standardabweichungen SD der ΔE in vitro Vergleiche. Die Ergebnisse des Einstichproben-t-Tests sind als p-Wert angegeben. Alle Werte wichen vom Testwert = 1 ab.

Tabelle 4: Validität und interdevice Übereinstimmung in vitro in ΔE
 Legende: p-Wert Testwert = 1 (Sichtbarkeit unter Laborbedingungen)

ΔE	V - T	V - S	T - S
\bar{x}	1,7	4,3	3,9
SD	1,3	1,1	1,5
p-Wert	0,009	< 0,001	< 0,001

Im Boxplot Diagramm Abbildung 21 sind diese in vitro ΔE Farbdifferenzen grafisch dargestellt. Die untere Grenze der Sichtbarkeit und der klinischen Akzeptanz im CIE L*a*b*-Farbraum aus den in vitro Studien der Literatur sind als Bezugslinien angegeben. Alle drei Vergleiche wiesen unter Laborbedingungen sichtbare Unterschiede auf. Die Messungen des Trios3 Color ergaben klinisch akzeptable Farben, im Gegensatz zu den Messungen des SpectroShade Micro. Der interdevice Vergleich T zu S zeigte zueinander klinisch inakzeptable Unterschiede.

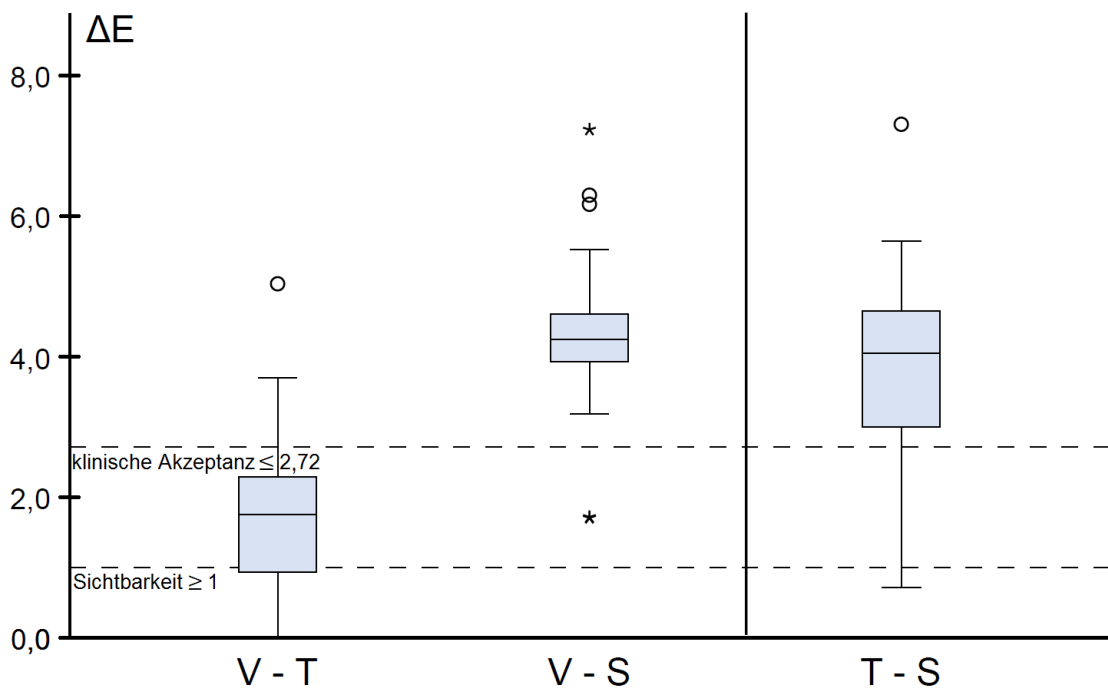


Abbildung 21: Boxplot Validität und interdevice Übereinstimmung in vitro in ΔE

Folgend wurde der Einfluss der einzelnen kartesischen Koordinaten L^* , a^* und b^* auf die Farbdifferenz dargestellt. Tabelle 5 zeigt die Mittelwerte \bar{x} und die Standardabweichungen SD der in vitro Vergleiche eindimensional in ΔL^* , Δa^* und Δb^* . Die Ergebnisse des Einstichproben-t-Tests sind als p-Wert angegeben. Die Δb^* -Werte und der V - T ΔL^* -Wert näherten sich dem Testwert = 1 an. Die Δa^* -Werte waren < 1 .

Tabelle 5: Validität und interdevice Übereinstimmung in vitro in ΔL^* , Δa^* , Δb^*
 Legende: p-Wert Testwert = 1 (Sichtbarkeit unter Laborbedingungen)

	ΔL^*			Δa^*			Δb^*		
	V - T	V - S	T - S	V - T	V - S	T - S	V - T	V - S	T - S
\bar{x}	1,2	4,1	3,5	0,3	0,3	0,5	0,9	0,9	1,0
SD	1,2	1,2	1,7	0,3	0,2	0,3	0,9	0,7	0,8
p-Wert	0,437	$< 0,001$	$< 0,001$	$< 0,001$	$< 0,001$	$< 0,001$	0,734	0,465	0,776

Die farblichen Differenzen als Farbkomponente ΔC unabhängig der Helligkeit in Zusammenfassung der Komponenten a^* und b^* wurden in Tabelle 6 zusammengefasst. Die ΔC Werte näherten sich alle einem Wert von 1 an.

Tabelle 6: Validität und interdevice Übereinstimmung in vitro in Farbkomponente ΔC
 Legende: p-Wert Testwert = 1 (Sichtbarkeit unter Laborbedingungen)

ΔC	V - T	V - S	T - S
\bar{x}	1,0	1,0	1,2
SD	1,0	0,7	0,7
p-Wert	0,895	0,868	0,101

In Abbildung 22 sind ΔL^* , Δa^* und Δb^* grafisch dargestellt. Auch hier wurden die Bezugslinien hinterlegt, denn ein Abstand von 1 z. B. auf der L^* -Achse entspricht ebenso einem $\Delta E = 1$ mit gleichbleibendem Wert der anderen beiden Koordinaten, in diesem Beispiel mit $\Delta a^* = \Delta b^* = 0$ (zur Invarianz von ΔE_{76} siehe Kapitel 1.2.7). Hierbei gilt zu beachten, dass eine Gewichtung der einzelnen Variablen unberücksichtigt blieb (siehe Kapitel 5.1.2). Im Diagramm wird deutlich, dass die ΔL^* -Werte die größte Schwankungsbreite aufzeigten. Die Differenzen auf der a^* Koordinate lagen deutlich unter der Wahrnehmbarkeitsschwelle des menschlichen Auges, während die Δb^* -Werte knapp am unteren Rand der Grenze lagen. Der ΔL^* -Wert des Vergleichs V – T näherte sich auch dieser Grenze an.

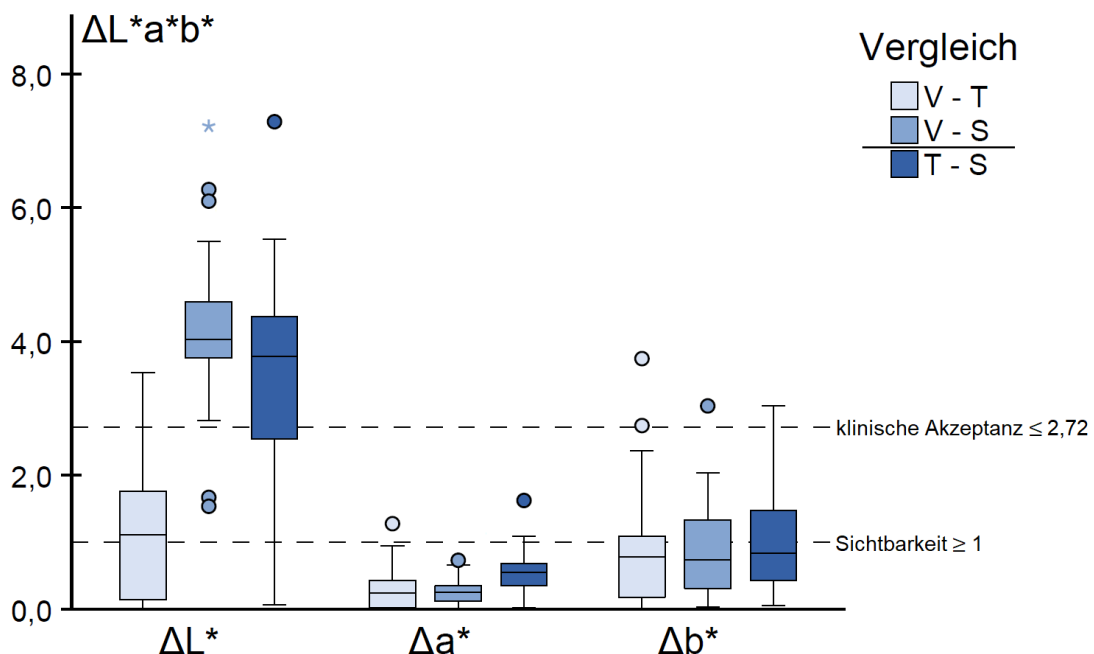


Abbildung 22: Boxplot Validität und interdevice Übereinstimmung in vitro in ΔL^* , Δa^* , Δb^*

4.1.3 Reliabilität nominal (Wiederholbarkeit kurzes Intervall)

In Tabelle 7 ist die in vitro Übereinstimmungsquote der nominalen 3D-Master Farben bei drei bis fünf Mehrfachmessungen in % dargestellt (Gerätefehler sowie Anwendungsfehler). Der Trios3 Color Intraoralscanner (T) zeigte einen geringen Wert von 56,3 % auf, während die anderen beiden Geräte nahezu 100 % erreichten. Das Ergebnis deckte sich mit den metrischen Werten (siehe Kapitel 4.1.1).

Tabelle 7: Reliabilität in vitro als Übereinstimmungsquote der Mehrfachmessungen

	V	T	S
Übereinstimmung kurzes Intervall	95,9 %	56,3 %	97,7 %

In Tabelle 8 ist die Tendenz eines zufälligen Unterschieds zwischen zwei Methoden dargestellt. Bei einem p-Wert $> 0,05$ des Pearson χ^2 Tests ist es wahrscheinlich, dass sich die Prozentwerte dieser beiden Methoden gleichen. Die Methoden V und S deuteten mit sehr schwachem Effekt (Cramér's $V < 0,1$) eine Gleichwertigkeit der Ergebnisse mit nur zufälligen Unterschieden an. Dies bedeutet, dass bei 95,9 % (V) und 97,7 % (S) bei dem vorliegenden Stichprobenumfang ein Unterschied nicht sicher festgestellt werden konnte. Die anderen Gegenüberstellungen zeigten bei mittlerer Effektstärke (Cramér's $V = 0,3 - 0,5$) die Überlegenheit des jeweils größeren Wertes.

Tabelle 8: Zufälligkeit der Übereinstimmungsquoten aus Tabelle 7

Pearson χ^2	V - T	V - S	T - S
p-Wert	$< 0,001$	0,536	$< 0,001$
Cramér's V	0,491	0,041	0,492

Qualitativ betrachtet hatte der Goldstandard VITA Easyshade Advance 4.0 (V) insgesamt nur dreimal eine andere Farbe vorgeschlagen und dennoch waren auch bei diesen Messungen vier der fünf Werte gleich. Der Trios3 Color (T) hatte bei den drei Wiederholungen zumeist einen unterschiedlichen Wert und ein gleiches Paar. Das SpectroShade Micro (S) hatte nur ein einziges Mal eine unterschiedliche Farbe vorgeschlagen.

4.1.4 Übereinstimmung zur aufgedruckten Farbe nominal

In Tabelle 9 ist die in vitro Übereinstimmungsquote der vom Messgerät vorgeschlagenen 3D-Master Farbe zur aufgedruckten Farbe des Farbschemas in % dargestellt. Bei mehreren Messungen zählte jeder einzelne Wert.

Tabelle 9: Übereinstimmung zur aufgedruckten 3D-Master Farbe

	V	T	S
Übereinstimmung zum Farbschema	34,5 %	51,7 %	87,4 %

In Tabelle 10 ist die Tendenz eines zufälligen Unterschieds zwischen den Übereinstimmungsquoten zweier Methoden dargestellt. Alle Vergleiche deuteten Unterschiede an mit dem stärksten Effekt zwischen V zu S (Cramér's $V > 0,5$).

Tabelle 10: Zufälligkeit der Übereinstimmungsquoten aus Tabelle 9

Pearson χ^2	V - T	V - S	T - S
p-Wert	< 0,010	< 0,001	< 0,001
Cramér's V	0,170	0,514	0,387

Da die genannte Betrachtungsweise bei Nichtübereinstimmung keine Klarheit über den Abstand der Abweichungen zuließ, wurde weiterhin qualitativ beschrieben in welchem Bereich die Schwankungen lagen. Der Goldstandard VITA Easyshade Advance 4.0 (V) erkannte trotz der geringen Übereinstimmungsquote größtenteils die gleiche VITA 3D-Master Helligkeitsgruppe und die Messung schwankte innerhalb dieser angrenzend um die aufgedruckte Farbe. Die hellsten VITA 3D-Master Gruppen 0 und 1 wurden um eine Stufe dunkler und die dunkelste Gruppe 5 wurde um eine Stufe heller erkannt. Trios3 Color (T) erkannte nahezu bei jedem Farbschema mindestens bei einer von drei Messwiederholungen die korrekte Farbe; ebenso lagen alle vorgeschlagenen Ergebnisse in der gleichen Helligkeitsgruppe mit teilweise angrenzenden Farben um den aufgedruckten Wert. SpectroShade Micro (S) hatte hohe Übereinstimmungen mit den extremen Helligkeitsgruppen 0, 1, 4 und 5. Nur im Mittelfeld kam es zu einigen Schwankungen.

4.2 In vivo

Drei Zahntechniker/-innen, davon eine Frau und zwei Männer, im Alter von 30 - 60 Jahren, führten die visuellen Messungen aus. Die 33 Probanden/-innen waren Studierende der Martin-Luther-Universität Halle-Wittenberg im klinischen Studienabschnitt (20 weiblich, 13 männlich, Alter 21 – 35 Jahre, Ø 25 Jahre). Eine Studienteilnehmerin verlor zwischen den Messungen ihre Positionierungsschiene, so dass folglich zur Auswertung der Wiederholungsmessungen 32 Probanden/-innen zur Verfügung standen.

Zum ersten Zeitpunkt wurden insgesamt $33 * (5 [V] + 3 [T] + 3 [S] + 3 [ZT]) = 462$ Messungen bei 33 Probanden/-innen durchgeführt.

4.2.1 Validität und interdevice Übereinstimmung metrisch

Die metrischen Vergleiche wurden unterteilt in die ΔE Abstände der drei Farbbestimmungsmethoden (T, S und ZT) zum Goldstandard (V) als Hauptfragestellung und darauffolgend die interdevice Übereinstimmungen untereinander. Wie vorhergehend beschrieben handelte es sich bei der Methode Zahntechniker/-in um ZT B. Die Auswertung beschränkte sich auf Messdaten der Zahnmitte zum ersten Messzeitpunkt. Tabelle 11 zeigt die Mittelwerte \bar{x} und die Standardabweichungen SD der ΔE in vivo Validitätsvergleiche der Hauptfragestellung. Die

Ergebnisse des Einstichproben-t-Tests sind als p-Wert angegeben. Der Einstichproben t-Test mit Testniveau auf $\Delta E = 1$ ergab statistisch signifikante Unterschiede mit jeweiligen p-Werten $< 0,001$. Dies bedeutet, dass alle drei Methoden Zahnfarben maßen, die vom „wahren“ Wert des Goldstandards abwichen. Die Differenz war jeweils oberhalb des Testwert von 1 (Sichtbarkeit unter Laborbedingungen).

Tabelle 11: Validität in vivo in ΔE der Hauptfragestellung
 Legende: p-Wert Testwert = 1 (Sichtbarkeit unter Laborbedingungen)

ΔE	V - T	V - S	V - ZT
\bar{x}	3,8	8,3	7,4
SD	2,0	2,4	2,6
p-Wert	$< 0,001$	$< 0,001$	$< 0,001$

In Abbildung 23 sind diese ermittelten ΔE -Abstände zum Goldstandard für jede Farbbestimmungsmethode grafisch dargestellt.

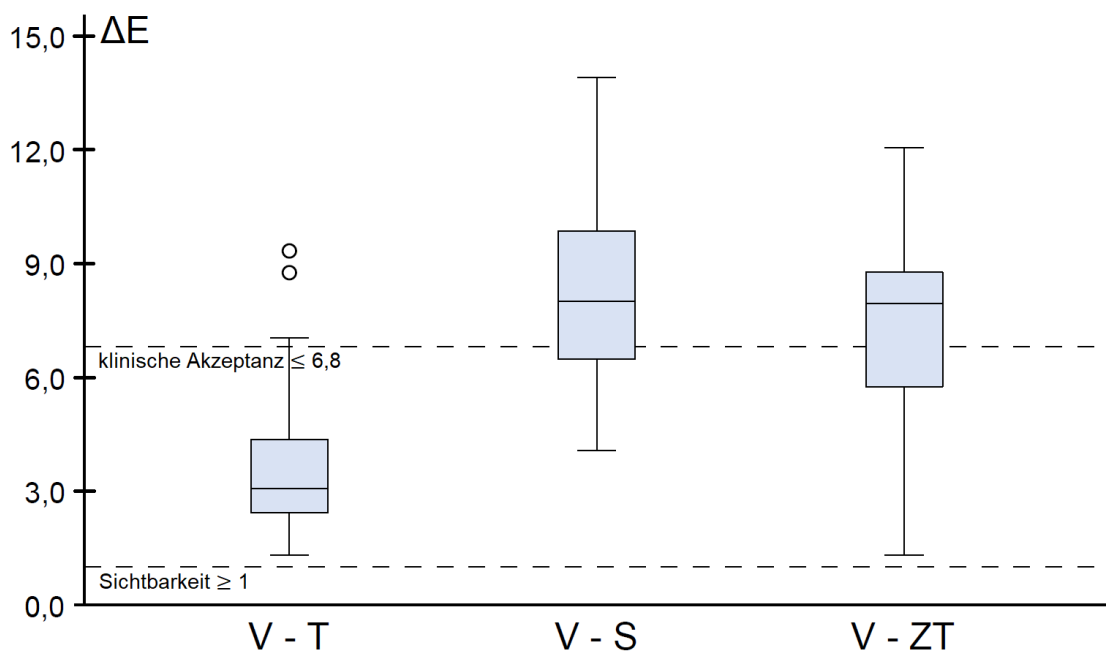


Abbildung 23: Boxplot Validität in vivo in ΔE der Hauptfragestellung

Die Schwelle der Sichtbarkeit verblieb weiterhin als unterste Grenze bei $\Delta E = 1$. Zu der Betrachtung der klinischen Akzeptanz wurde die obere Grenze der aus in vivo Studien entnommenen Schwellenwerte von $\Delta E = 6,8$ verwendet. Trios3 Color erkannte klinisch akzeptable Farben. Das SpectroShade Micro und die visuelle Methode überschritten in mehr als der Hälfte aller Messungen den Grenzwert der klinischen Akzeptanz.

Tabelle 12 zeigt die Mittelwerte \bar{x} und die Standardabweichungen SD der ΔE in vivo interdevice Übereinstimmungen untereinander ohne Goldstandard. Die Ergebnisse des Einstichproben-t-Tests sind als p-Wert angegeben. Alle drei Differenzen lagen oberhalb des Testwertes = 1 (Sichtbarkeit unter Laborbedingungen).

Tabelle 12: Interdevice Übereinstimmungen in vivo in ΔE ohne Goldstandard
 Legende: p-Wert Testwert = 1 (Sichtbarkeit unter Laborbedingungen)

ΔE	T - S	T - ZT	S - ZT
\bar{x}	8,1	6,4	5,1
SD	1,8	2,8	1,9
p-Wert	< 0,001	< 0,001	< 0,001

In Abbildung 24 ist dies als Boxplot Diagramm dargestellt.

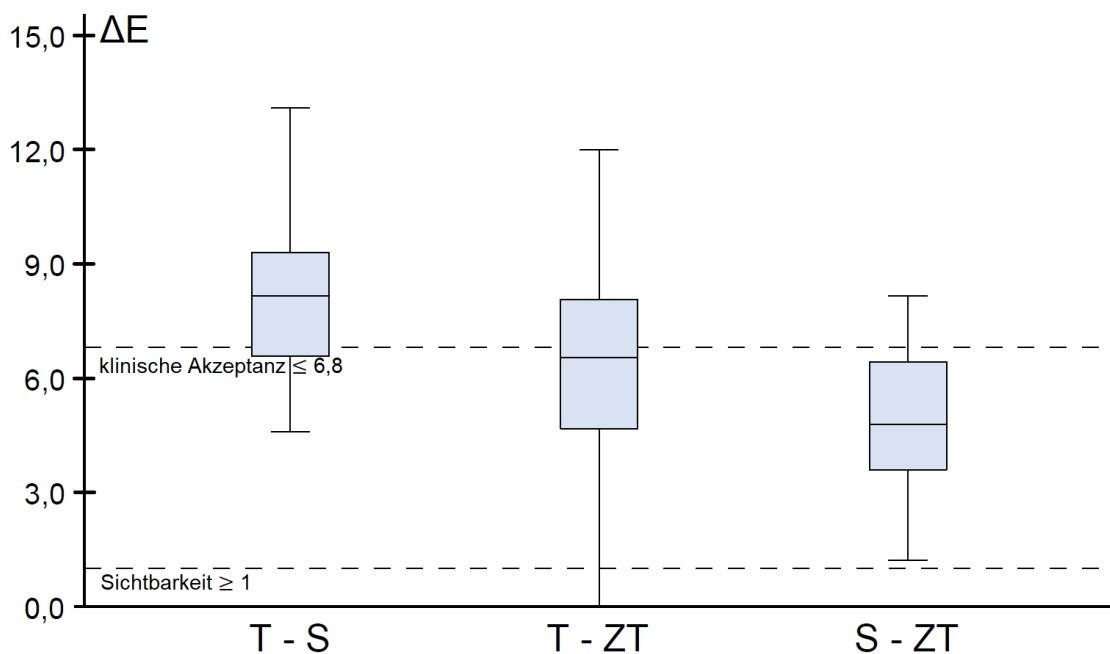


Abbildung 24: Boxplot interdevice Übereinstimmung in vivo in ΔE ohne Goldstandard

Die gemessenen Farben vom Trios3 Color zum SpectroShade Micro (T - S) zeigten klinisch inakzeptable Differenzen. Die visuelle Methode zum Trios3 Color (T - ZT) wiesen zueinander Differenzen um den Grenzwert der klinischen Akzeptanz auf; mit einem Mittelwert und dem Median knapp unterhalb dieser Schwelle. Mit einigen Ausreißern erzielten die gemessenen Farben des SpectroShade Micro zu den Farben der visuellen Farbbestimmung (S - ZT) eine klinisch akzeptable Übereinstimmung.

4.2.2 Reliabilität nominal (Wiederholbarkeit kurzes Intervall)

Tabelle 13 zeigt die in vivo Übereinstimmungsquote der nominalen 3D-Master Farben bei drei bis fünf Mehrfachmessungen je Messgerät in % (Gerätefehler sowie Anwendungsfehler). Die Daten basierten auf dem Messpunkt Zahnmitte zum ersten Messzeitpunkt.

Tabelle 13: Reliabilität in vivo als Übereinstimmungsquote der Mehrfachmessungen

	V	T	S
Übereinstimmung kurzes Intervall	75,8 %	87,9 %	89,9 %

In Tabelle 14 ist die Tendenz eines zufälligen Unterschieds zwischen zwei Methoden dargestellt. Die Methoden T und S deuteten mit sehr schwachem Effekt (Cramér's $V < 0,1$) eine Gleichwertigkeit der Prozentwerte mit nur zufälligen Unterschieden an (p -Wert $> 0,05$). Dies bedeutet, dass bei 87,9 % (T) und 89,9 % (S) bei dem vorliegenden Stichprobenumfang ein Unterschied nicht sicher festgestellt werden konnte.

Tabelle 14: Zufälligkeit der Übereinstimmungsquoten aus Tabelle 13

Pearson Chi ²	V - T	V - S	T - S
p-Wert	0,010	0,002	0,651
Cramér's V	0,124	0,146	0,032

4.2.3 Nebenfragestellung 1: Genauigkeit der visuellen Methode

Folgend sind die ΔE -Werte der drei Zahntechniker/-innen (A, B und C) zum Goldstandard V und der Mittelwert der drei ZT (ZT mean) zu V dargestellt. Zur Ermittlung der ΔE -Werte wurden wie bisher die Messdaten der Zahnmitte zum ersten Messzeitpunkt verwendet. Tabelle 15 zeigt die Mittelwerte \bar{x} und die Standardabweichungen SD der ZT Validität in ΔE . Die Ergebnisse des Einstichproben-t-Tests sind als p-Wert angegeben. Alle visuell bestimmten Farben wiesen Unterschiede von $\Delta E > 1$ (Sichtbarkeit unter Laborbedingungen) zum Goldstandard auf.

Tabelle 15: ZT Validität in ΔE
Legende: p-Wert Testwert = 1 (Sichtbarkeit unter Laborbedingungen)

ΔE	V - ZT A	V - ZT B	V - ZT C	V - ZT mean
\bar{x}	7,6	7,4	6,4	6,7
SD	2,3	2,6	2,8	1,9
p-Wert	$< 0,001$	$< 0,001$	$< 0,001$	$< 0,001$

In Abbildung 25 ist dies grafisch dargestellt. Die Bezugslinien der Sichtbarkeit und klinischen Akzeptanz sind analog der vorherigen in vivo Versuche gewählt.

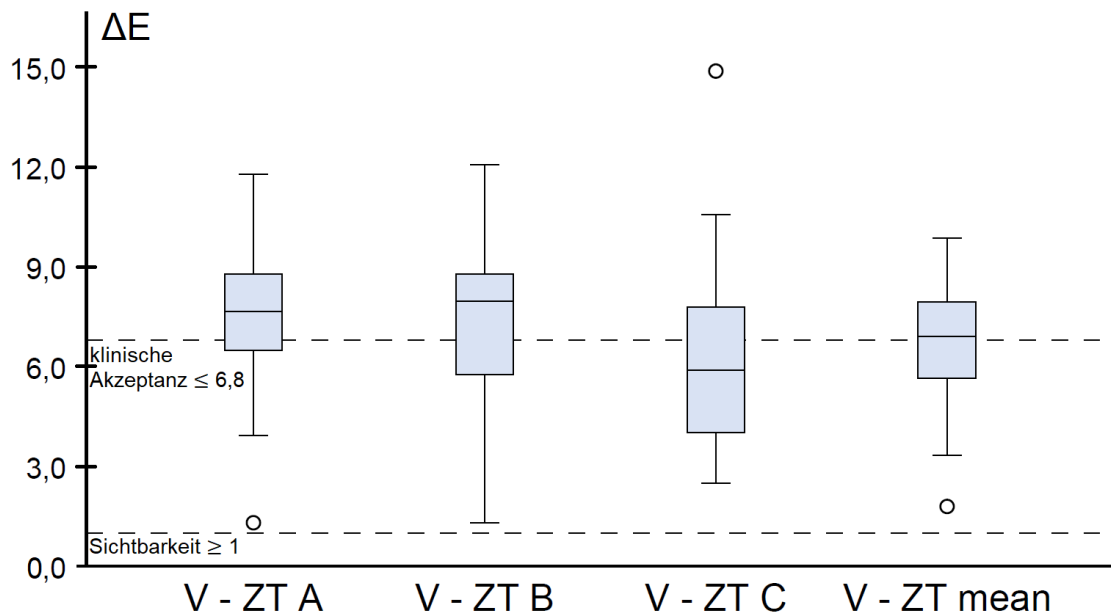


Abbildung 25: Boxplot ZT Validität in ΔE

Die Farben von ZT A und B lagen zu über 50 % oberhalb der Grenze der klinischen Akzeptanz. Die Farben von ZT C fanden sich zu über 50 % unterhalb derselben Grenze. Die Bildung des Mittelwertes ZT mean führte zu einem Einpendeln auf dem Schwellenwert mit reduzierter Schwankung in Form einer geringeren Standardabweichung.

Tabelle 16 zeigt die Übereinstimmungsquoten der nominalen 3D-Master Farben aller ZT zum gleichen Zeitpunkt des Messpunktes der Zahnmitte als interrater Reliabilität (Reproduzierbarkeit). Da es verschiedene „Rater“ sind, ist dies nicht gleichzusetzen mit der Wiederholbarkeit der Messgeräte zum gleichen Zeitpunkt (siehe Kapitel 4.1.3 und 4.2.2). Einmal zählte jede übereinstimmende Messung zur Gesamtheit aller Messungen unabhängig davon, ob es sich um ZT A, B oder C handelte. Weiterhin wurden die ZT paarweise verglichen. Die paarweisen Vergleiche ergaben beim χ^2 -Test nach Pearson global eine schwache Tendenz zur Zufälligkeit der unterschiedlichen Ergebnisse (p -Wert = 0,055; Cramér's $V = 0,245$), weshalb keine paarweisen post hoc Tests durchgeführt wurden. Dies bedeutet, dass für die Prozentwerte bei dem vorliegenden Stichprobenumfang ein Unterschied nicht sicher festgestellt werden konnte. Die Übereinstimmung zwischen ZT A und B von 33,3 % war folglich nur zufällig größer als z. B. die 9,4 % zwischen ZT A und C.

Tabelle 16: ZT interrater Reliabilität als Übereinstimmungsquote der ZT Messungen

	ZT A, B + C	ZT A - B	ZT A - C	ZT B - C
Übereinstimmung der ZT Messungen	20,6 %	33,3 %	9,4 %	18,8 %

Durch den Verlust einer Positionierungsschiene waren es zur Wiederholung nach 3 Monaten 14 Messungen weniger und insgesamt $32 * (5 [V] + 3 [T] + 3 [S] + 3 [ZT]) = 448$ Messungen. Die Wiederholbarkeit bei langem Intervall von Zeitpunkt 1 zu Zeitpunkt 2 ist in Tabelle 17 als intrarater Reliabilität für alle ZT einzeln, sowie für die drei Messgeräte, dargestellt. Zur Auswertung kamen ebenfalls nur die Messwerte der Zahnmitte.

Tabelle 17: Intrarater Reliabilität als Übereinstimmungsquote zwischen den Messzeitpunkten

	ZT A	ZT B	ZT C	V	T	S
Übereinstimmung langes Intervall	25,0 %	21,9 %	31,3 %	64,5 %	65,6 %	61,1 %

In Tabelle 18 ist die Tendenz eines zufälligen Unterschiedes der intrarater Reliabilitätswerte innerhalb der ZT-Gruppe und innerhalb der Messgeräte-Gruppe dargestellt. Zwischen den beiden Gruppen lag bei allen neun möglichen Kombinationen mit mittlerem Effekt ein Unterschied vor. Innerhalb der beiden Gruppen deutete sich mit sehr kleinem Effekt eine Gleichwertigkeit der Ergebnisse mit zufälligen Unterschieden an (p -Wert $> 0,05$). Dies bedeutet, dass innerhalb der ZT-Gruppe bei 21,9 % - 31,3 % bei dem vorliegenden Stichprobenumfang ein Unterschied nicht sicher festgestellt werden konnte. Ebenso konnte bei den Messgeräten bei 61,1 % - 65,6 % ein Unterschied nicht sicher festgestellt werden.

Tabelle 18: Zufälligkeit der Übereinstimmungsquoten aus Tabelle 17

Pearson Chi ²	ZT A - B	ZT A - C	ZT B - C	V - T	V - S	T - S
p-Wert	0,768	0,578	0,396	0,732	0,305	0,261
Cramér's V	0,037	0,070	0,106	0,010	0,031	0,047

Die intrarater Reliabilität (Wiederholbarkeit zwischen den Messzeitpunkten) wurde neben der nominalen Auswertung (Tabelle 17) je Messmethode auch metrisch in ΔE berechnet. In Tabelle 19 sind die Mittelwerte \bar{x} und die Standardabweichungen SD der in vivo intrarater Reliabilität zwischen Messzeitpunkt 1 und 2 in ΔE für alle Messmethoden einzeln dargestellt. Die Ergebnisse des Einstichproben-t-Tests sind als p-Wert angegeben. Die Messungen lagen im Mittel alle oberhalb der Grenze der Sichtbarkeit und im Bereich der klinischen Akzeptanz. Der Einstichproben-t-Test deutete für die Methoden T und S eine Annäherung an $\Delta E = 1$ an.

Tabelle 19: Intrarater Reliabilität in ΔE zwischen den Messzeitpunkten
Legende: p-Wert Testwert = 1 (Sichtbarkeit unter Laborbedingungen)

ΔE	ZT A	ZT B	ZT C	V	T	S
\bar{x}	4,0	3,5	3,5	2,6	1,6	1,4
SD	2,9	2,5	3,3	1,8	1,8	1,2
p-Wert	< 0,001	< 0,001	< 0,001	< 0,001	0,058	0,105

4.2.4 Nebenfragestellung 2: Lichteinfluss Trios3 Color

Zu den gesamten 99 Trios3 Color Messungen des ersten Zeitpunktes kamen bei 33 Probanden/-innen $33 * 3 = 99$ Messungen des Trios3 Color Intraoralscanners mit eingeschalteter Behandlungsleuchte. In Tabelle 20 sind die Mittelwerte \bar{x} und die Standardabweichungen SD des Vergleichs zwischen den Messungen des Trios3 Color Intraoralscanners ohne externe Lichtquelle (T) und der zugeschalteten Behandlungsleuchte (T_L) in ΔE , ΔL^* , Δa^* , Δb^* und ΔC dargestellt (Reproduzierbarkeit bei geändertem Parameter). Die Ergebnisse des Einstichproben-t-Tests mit Testwert = 1 sind als p-Wert angegeben. Wegen unsymmetrischer Δa^* Datenbasis wurde hierfür einmalig der Einstichproben-Wilcoxon-Test angegeben. Die Differenzen in ΔE bewegten sich auf der Schwelle der menschlichen Wahrnehmbarkeit (Sichtbarkeit unter Laborbedingungen). Die Aufschlüsselung zeigt, dass sowohl die Helligkeit in ΔL^* als auch die Farbkomponente ΔC sich dem Wert von 1 näherten. Die weitere Differenzierung der Farbkomponente ΔC in Δa^* und Δb^* zeigt, dass sich ebenso der Δb^* -Wert der Differenz von 1 näherte, während der Δa^* -Wert am kleinsten war. Bei einem zusätzlichen Einstichproben-Wilcoxon-Test mit einem Testwert = 0 lehnte dieser die Übereinstimmung des Δa^* -Wert mit 0 ab.

Tabelle 20: Lichteinfluss Trios3 Color in ΔE , ΔL^* , Δa^* , Δb^* und ΔC
 Legende: p-Wert Testwert = 1 (Sichtbarkeit unter Laborbedingungen);
^a Einstichproben-Wilcoxon-Test bei unsymmetrischer Δa^* Datenbasis

	ΔE	ΔL^*	Δa^*	Δb^*	ΔC
\bar{x}	1,1	0,6	0,1	0,8	0,8
SD	1,6	1,2	0,4	1,1	1,1
p-Wert	0,738	0,073	< 0,001 ^a	0,216	0,322

Neben der metrischen Betrachtung folgte die nominale Auswertung der 3D-Master Farben. Dabei lag die Übereinstimmungsquote zwischen T - T_L bei 73,7 %.

Die nominale Reliabilität (Wiederholbarkeit bei kurzem Intervall) ergab einen leicht größeren Wert von 93,9 % mit zugeschalteter Behandlungsleuchte (T_L) als die 87,9 % ohne Licht (T) (siehe Kapitel 4.2.2). Der Chi²-Test nach Pearson ergab jedoch bei kleiner Effektstärke, dass dieser Unterschied nur zufällig war und ein wirklicher Unterschied nicht sicher festgestellt werden konnte (p-Wert = 0,138; Cramér's V = 0,105).

Zuletzt wurde die Farbabweichung mit zusätzlicher Behandlungsleuchte qualitativ betrachtet. Insgesamt stimmten 26 der 99 Messungen nicht mit den Ausgangsmessungen überein. Fünfzehnmal wurde mit Lichtquelle eine 3D-Master Farbe einer helleren Stufe gemessen, achtmal eine Stufe kräftiger in der Intensität, einmal dunkler und zweimal roter.

4.2.5 Nebenfragestellung 3: Zahnfarbverlauf

Für den Zahnfarbverlauf erfolgten Messungen an 10 Personen zervikal und inzisal, jedoch nur mit ZT B der visuellen Gruppe, mit insgesamt $10 * 2 * (5 [V] + 3 [T] + 3 [S] + 1[ZT]) = 240$ Messungen. Tabelle 21 zeigt die Mittelwerte \bar{x} und die Standardabweichungen SD der metrischen Farbabstände zwischen den zervikalen und den inzisalen Messbereichen je Farbbestimmungsmethode in ΔE . Die Ergebnisse des Einstichproben-t-Tests mit Testwert =1 sind als p-Wert angegeben. Die Werte der visuellen Methode näherten sich dem Testwert von 1 an (p-Wert > 0,05), während alle drei objektiven Methoden größere Farbunterschiede zwischen den Messpunkten erfassten.

Tabelle 21: Zahnfarbdifferenz zervikal zu inzisal in ΔE
Legende: p-Wert Testwert = 1 (Sichtbarkeit unter Laborbedingungen)

ΔE	ZT	V	T	S
\bar{x}	1,8	8,2	5,0	5,6
SD	2,8	4,3	2,3	1,0
p-Wert	0,380	< 0,001	< 0,001	< 0,001

Nach der metrischen Betrachtung sind nominal in Tabelle 22 die Übereinstimmungsquoten der Zahnfarbbereiche zervikal zu inzisal dargestellt. Dabei bedeutet eine geringe Übereinstimmungsquote das Erkennen eines Farbunterschiedes.

Tabelle 22: Zahnfarbdifferenz als Übereinstimmungsquote zervikal zu inzisal

	ZT	V	T	S
Übereinstimmung zervikal / inzisal	60,0 %	33,6 %	10,0 %	10,0 %

In Tabelle 23 ist die Tendenz eines zufälligen Unterschieds zwischen Übereinstimmungsquoten der verschiedenen Methoden beim Erkennen eines Zahnfarbverlaufs dargestellt. T und S ergaben exakt gleiche Werte. Zwischen ZT und V scheint mit kleinem Effekt (Cramér's $V < 0,3$) ein zufälliger Unterschied vorzuliegen. Diese Tendenz wird jedoch durch die kleine Stichprobengröße von einer Gesamtmenge von 10 Paaren in der visuellen Gruppe (keine Mehrfachmessungen) im Gegensatz zur Gesamtmenge von 250 Paaren beim VITA Easyshade Advance 4.0 (10 Probanden/-innen * 5² Kombinationen bei 5 Messungen je Messstelle) geschmälert. Die anderen Vergleiche deuteten mit mittlerem Effekt unterschiedliche Ergebnisse an.

Tabelle 23: Zufälligkeit der Übereinstimmungsquoten aus Tabelle 22

Pearson Chi ²	ZT - V	ZT - T	ZT - S	V - T	V - S	T - S
p-Wert	0,099	0,001	0,001	< 0,001	< 0,001	1,000
Cramér's V	0,107	0,420	0,420	0,234	0,234	0,000

Qualitativ wurde, alle Methoden zusammengefasst, beim Vorliegen einer anderen Farbe von zervikal nach inzisal 38,9 % eine dunklere, 16,7 % eine hellere und 44,4 % eine andere Farbe der gleichen Helligkeitsgruppe detektiert.

5 Diskussion

5.1 Diskussion der Methodik

5.1.1 Metrische Farbbestimmungsvergleiche und ΔE Schwellenwerte

Die Einführung des CIE L*a*b*-Farbraumes und die Möglichkeit der objektiven Zahnfarbbestimmung führten zur feineren, punktgenauen Distribution von Farbvergleichen. Die in dieser Studie vorgenommene metrische ΔE Analyse ist ein weit verbreitetes Verfahren (Khashayar et al., 2014; Brandt et al., 2017; Mehl et al., 2017; Rutkūnas et al., 2020). Die dadurch hohe Vergleichbarkeit wird jedoch geschmälert, indem die Interpretationsschwellenwerte der Sichtbarkeit und klinischen Akzeptanz nicht immer einheitlich verwendet werden (siehe Tabelle 27 im Anhang). Die breite Staffelung der untersuchten Grenzwerte von ΔE 1 – 3,7 und 2,72 – 6,8 liegt an den Unterschieden im jeweiligen Studiendesign: In vivo Untersuchungen ergeben gegenüber in vitro Versuchsreihen deutlich höhere Werte (Douglas et al., 2007; Kim-Pusateri et al., 2009; Khashayar et al., 2014).

Douglas et al. (2007) zählten weitere Aspekte der Einflussnahme bei Bestimmung der Schwellenwerte auf: Die Spezialisierung bzw. zahnmedizinische Erfahrung der beobachtenden Gruppe im Gegensatz zu einer Laienmeinung führt unter anderem zu einer niedrigeren Toleranz. Weiterhin kann eine Variation in den verschiedenen Studien sowohl des Materials vom Testobjekt wie z. B. natürliche Zähne oder Kompositveneers als auch eine Variation des Messgerätes zur metrischen ΔE -Wert Analyse zu verschiedenen Ergebnissen führen. Außerdem verändern sich die Grenzwerte der Sichtbarkeit und klinischen Akzeptanz je nach Zugänglichkeit und Lichteinfall auf das Objekt bei Betrachtung eines Frontzahnes gegenüber einem Seitenzahn (Douglas et al., 2007).

Khashayar et al. (2014) bemerkten, dass die meistverwendeten Schwellenwerte aus Studien der 1980er Jahren stammen und es somit an einer Anpassung zum allgegenwärtigen Gesellschaftstrend des Ästhetikzugewinns mangelt. Dieser Aussage schlossen sich Baltzer und Kaufmann-Jinoian (2004) mit der Bemerkung an, dass ΔE -Werte von 4 – 6 nicht mehr zeitgemäß wären und stattdessen Werte von 1 – 3 gefordert werden sollten.

Aus diesen Gründen wurden in der vorliegenden Studie die Ergebnisse anhand der unteren Grenzwerte bewertet. Im in vitro Teil entsprach das passenderweise den Grenzwerten aus in vitro Studien. Für den in vivo Teil wurde nur der relevantere Wert der klinischen Akzeptanz angepasst. Da die Ergebnisse deutlichere Abweichungen aufwiesen, wurde der Größenordnung angemessen zum oberen Grenzwert von $\Delta E = 6,8$ hin verglichen mit dem kritischen Bewusstsein einer weniger strengen Korrelation. Diese Einordnung fand auch in anderen Studien statt (Yuan et al., 2007; Brandt et al., 2017; Yoon et al., 2018). Die Grenze der Sichtbarkeit verblieb bei dem unteren in vitro Wert, da nach heutigem ästhetischem Anspruch sichtbare in vivo Differenzen der klinischen Akzeptanz entsprechen müssten.

Die Grenzen der metrischen ΔE Vergleiche im Zuge der Auswertung liegen im rein quantitativen Charakter. Eine qualitative Aussage über die Richtung der Differenz in z. B. hellere oder dunklere Farben ist nicht möglich (Yuan et al., 2007; Hombesh et al., 2019). Auch die weitere Unterteilung in ΔL^* , Δa^* , Δb^* oder ΔC bleibt quantitativ.

5.1.2 Ungenauigkeiten von $\Delta E76$

Die in dieser Studie verwendete Formel ΔE zu Bestimmung einer Farbdifferenz im CIE $L^*a^*b^*$ -Farbraum stammt aus dem Jahre 1976 (Schuessler, 2019). Da es sich auf Grund ihrer guten Anwendbarkeit und leichten Verständlichkeit außerhalb der physikalischen Fachwelt weiterhin um die gebräuchlichste Form handelt (Brandt et al., 2017; Bratner et al., 2020), war eine gute Vergleichbarkeit der Ergebnisse gegeben. Dennoch ist unlängst bekannt, dass die Formel $\Delta E76$ einige Ungenauigkeiten aufweist.

Schuessler (2019) erklärt: das Hauptproblem von $\Delta E76$ begründet sich in den stark gesättigten nahezu schwarzen Farben. Die Farbdifferenz von $\Delta E76 = 10$ zwischen Dunkelrot und Dunkelblau bei starker Sättigung sollte eigentlich deutlich sichtbar sein, erscheint jedoch nahezu farbgleich als Tiefschwarz. Daraufhin wurde im Jahr 1994 mit der Formel $\Delta E94$ eine Verbesserung mit unterschiedlicher Gewichtung der Variablen je nach Anwendung eingeführt. Diese Formel erwies sich jedoch bei den Werten der Helligkeit im Vergleich zur Wahrnehmung als nachteilig, weshalb im Jahr 2000 die bis heute genaueste Formel $\Delta E00$ eingeführt wurde. Im Zuge der Optimierung verkomplizierte sich jedoch die Formel (Schuessler, 2019):

$$\Delta E76 = \sqrt{(L1 - L2)^2 + (a1 - a2)^2 + (b1 - b2)^2}$$

$$\Delta E94 = \sqrt{\left(\frac{\Delta L}{kL * SL}\right)^2 + \left(\frac{\Delta C}{kC * SC}\right)^2 + \left(\frac{\Delta H}{kH * SH}\right)^2}$$

$$\Delta E00 = \sqrt{\left(\frac{\Delta L'}{kL * SL}\right)^2 + \left(\frac{\Delta C'}{kC * SC}\right)^2 + \left(\frac{\Delta H'}{kH * SH}\right)^2 + Rt * \frac{\Delta C'}{kC * SC} \frac{\Delta H'}{kH * SH}}$$

Zum Vergleich sind hier nur die endgültigen Formeln in der Darstellung nach Schuessler (2019) genannt. Die weitere Aufschlüsselung und Bedeutung der einzelnen Variablen und Konstanten würden den Rahmen dieser Diskussion sprengen und ist den Ausführungen von Sharma et al. (2005) und Schuessler (2019) zu entnehmen.

Auch in der Zahnmedizin machten sich Mängel der Formel $\Delta E76$ bei weiterhin verbreiteter Anwendung bemerkbar: Die einzelnen Variablen L^* , a^* und b^* fließen ungewichtet in das Ergebnis, obwohl eine Änderung im L^* -Wert deutlicher wahrgenommen wird als in den anderen Variablen (Khurana et al., 2007; Browning et al., 2009; Todorović et al., 2013; Gómez-Polo et al., 2014; Tsiliagkou et al., 2016). Douglas und Brewer (1998) bemerkten, dass Keramikronen

mit Unterschieden im Rotton ab $\Delta E_{76} = 1,1$ klinisch inakzeptabel waren, ein Gelbton jedoch bis $\Delta E_{76} = 2,1$ abweichen konnte.

Trotz der genannten Ungenauigkeiten wurde mit der Formel ΔE_{76} die metrische Auswertung erstellt. Die geringe Implementierung der neuen Formeln in der Literatur hätte die Vergleichbarkeit reduziert. Ebenso mangelt es an jahrelang etablierten ΔE_{00} Schwellenwerten zur Interpretation der Ergebnisse.

5.1.3 Nominale Farbbestimmungsvergleiche

Visuelle Zahnfarbbestimmungen lassen sich ohne Umrechnung nur anhand der nominalen Farbpaletten vergleichen. Die Abstufung einzelner Abstände ist dabei gröber als bei den metrischen ΔE Vergleichen. So kann es sein, dass die „wahre“ Farbe zwischen zwei Farbschemata liegt. Theoretisch könnte es der genaue Mittelpunkt sein, so dass beide Farben gleichwertig zur Auswahl stehen. Entscheidet sich ein System für ein Farbschema und das vergleichende System für das andere, ist die Differenz deutlich schlechter dargestellt als im metrischen Vergleich. Mehl et al. (2017) erkannten dieses Problem auch als „Messrauschen“ innerhalb eines Systems bei der Wiederholbarkeit. Außerdem kann die Bezugsgrundlage zwischen den Messgeräten unterschiedlich sein: Es ist unbekannt welche exakten $L^*a^*b^*$ -Werte den 3D-Master Farben hinterlegt sind, auf die sich die Geräte beziehen. Somit könnten sich theoretisch zwei verschiedene Geräte bei Messung der gleichen $L^*a^*b^*$ -Werte aufgrund ihrer Datenbank für unterschiedliche 3D-Master Farben entscheiden.

Die Auswertung der nominalen Übereinstimmungsquote in Prozent wird beeinflusst durch die Auszählungsmethode. In dieser Studie wurde jedes einzelne Paar bewertet (siehe Tabelle 24).

Tabelle 24: Beispielhafte Übereinstimmungsquote je nach Auszählungsmethode

Legende: Mögliche Kombinationen an übereinstimmenden Farbpaaren bei fünf Messungen. Die Buchstaben A, B, C, D und E stehen für eine Farbe. Ein Drilling entspricht 3 Paaren (Messung 1 = Messung 2; Messung 1 = Messung 3; Messung 2 = Messung 3). Insgesamt gibt so bei fünf Messungen zehn mögliche Kombinationen. Übereinstimmungsquote in % je nach Auszählungsmethode: Jedes Paar zählt oder Übereinstimmung nur bei fünf identischen Farben.

	0 Paare	1 Paar	2 Paare	3 Paare	4 Paare	6 Paare	10 Paare
5 Messungen	A	A	A	A	A	A	A
	B	A	A	A	A	A	A
	C	B	B	A	A	A	A
	D	C	B	B	B	A	A
	E	D	C	C	B	B	A
Jedes Paar	0 %	10 %	20 %	30 %	40 %	60 %	100 %
Nur 100 %	0 %	0 %	0 %	0 %	0 %	0 %	100 %

Dadurch erhöhte sich zwar absolut die Anzahl an Übereinstimmungen, aber relativ betrachtet auch die Gesamtanzahl aller einzelnen möglichen Paare. Eine Alternative wäre gewesen, die Übereinstimmung nur als solche zu werten, wenn alle Messungen desselben Messpunktes identisch sind. Diese Variante wurde bei Mehl et al. (2017) angewandt und stellt eine striktere

Auszählung dar. Es wird dabei nicht unterschieden, ob z. B. nur eine von drei Messungen am selben Messpunkt abweicht oder gleich alle verschieden sind.

5.1.4 Messgeräte als Referenzsystem

Als Referenzinstrument für die Validität und zur Herstellung der Umrechnungstabelle wurde das dentale Spektralfotometer VITA Easyshade Advance 4.0 verwendet. Die Überlegenheit eines Spektralfotometers gegenüber einem Kolorimeter wurde in Kapitel 1.7 beschrieben. Ebenso stellt das VITA Easyshade Advance 4.0 laut einer Vielzahl an Studien aktuell den Goldstandard der objektiven Zahnfarbestimmungssysteme dar (Dozić et al., 2007; Yuan et al., 2007; Kim-Pusateri et al., 2009; Olms und Setz, 2013). Dabei gilt zu beachten, dass die verwendete Geräteversion in den verfügbaren Studien teilweise eine ältere Version darstellte und trotzdem als bestes Gerät hinsichtlich Validität oder Reliabilität bewertet wurde. Auch in anderen Studien nach 2013 wurde eine Version vom VITA Easyshade als Vergleichsgerät verwendet (Brandt et al., 2017; Hampé-Kautz et al., 2020).

Dennoch gibt es ein Problem bei solchen Punktmessgeräten: Der als „Edge-Loss“ bezeichnete Kantenverlust führt zu reduzierten Helligkeitswerten im Messergebnis durch undetektiertes, reflektiertes Licht, das am Rand kleiner, ca. 3 mm großer Messsonden nach außen gestreut wird (Corcodel und Hassel, 2012). Eine Vergrößerung von 3 mm auf 5 mm, wie es beim Durchmesser des VITA Easyshade Advance 4.0 der Fall ist, reduziert diesen Effekt zwar deutlich, aber nicht vollständig (Bolt et al., 1994). Flächenmessgeräte haben dieses Problem nicht. Manche Geräte können eine vollständige Farbkarte des Zahnes erstellen; jedoch wird das Messergebnis bei einfacher Auswahl der Zahnmitte aus einem größeren Bereich gemittelt (Corcodel und Hassel, 2012; Chu et al., 2010). Diese Software-Berechnung reduziert nach Kim-Pusateri et al. (2009) die Genauigkeit von Flächenmessgeräten.

Das Flächenmessgerät SpectroShade (Micro) wurde in einigen Studien als Referenzinstrument verwendet (siehe Tabelle 27 im Anhang). Dabei wurde sich zumeist auf die Untersuchung von Khurana et al. (2007) bezogen, die das SpectroShade Micro in vivo als genauestes von drei objektiven Farbestimmungsgeräten ermittelte. Es wurde nur die Reliabilität und nicht die Validität untersucht. Bei der Betrachtung des Studiendesigns fällt auf, dass keine Positionierungsschiene verwendet wurde. Für eine Untersuchung mit Blick auf die Anwendbarkeit im klinischen Alltag mit z. B. 3D-Master Farben erscheint dies vernünftig. Im punktgenauen L*a*b*-Werte Vergleich führen jedoch leichte Abweichungen des Messpunktes besonders in vivo am natürlichen Zahn zu volatileren Ergebnissen. Dies stellt einen deutlichen Vorteil in Reliabilitätsmessungen für Flächenmessgeräte dar. Die dabei möglicherweise auftretende Abweichung der Kernzahnfarbe (Validität) durch Mittelung auch von transluzenteren, inzisalen Anteilen und rötlicheren, gingivalen Bereichen wird nicht berücksichtigt. Gleichzeitig

ist die Nutzung einer Positionierungsschiene (Shimada et al., 2004) in der Literatur mittlerweile auch weit verbreitet (siehe Tabelle 27 im Anhang, ca. 1/3 der Quellen mit Positionierungsbehelf). Tsiliagkou et al. (2016) bezeichneten auch das SpectroShade (ohne Versionsangabe) als zuverlässigstes Gerät. Die in vitro Studie untersuchte unter anderem den Einfluss einer Positionierungshilfe mit punktgenauen $L^*a^*b^*$ -Werten und erkannte besonders deutlich, dass das Flächenmessgerät unabhängig gleiche Ergebnisse lieferte, während das VITA Easyshade (erste Version) ohne Behelf deutlich schwächer performte. In den Reliabilitätsmessungen unter Standardbedingungen mit Behelf erreichte das VITA Easyshade 100 % und das SpectroShade 94,1 - 96,8 %. Für die Validität wurde gegen die Werte der internen Datenbank des SpectroShade verglichen. Auch wenn das VITA Easyshade dabei nur 5 von 60 Messungen ohne signifikanten Unterschied erzielte, waren es beim SpectroShade trotz der systemeigenen Datenbank ebenso nur 10 von 60 Messungen. Folglich bezog sich die Angabe des zuverlässigsten Gerätes auf die Unabhängigkeit einer Positionierungshilfe.

Mehl et al. (2017) begründeten die Nutzung des SpectroShade Micro als Referenzinstrument mit einer Quelle, die dessen Überlegenheit nicht gegenüber dem VITA Easyshade sondern nur gegenüber der visuellen subjektiven Zahnfarbbestimmung herausgestellt hatte (Paul et al., 2002). In ihren Reliabilitätsuntersuchungen ohne Positionierungshilfe erlangten das VITA Easyshade Advance 4.0 und das SpectroShade Micro ähnlich gute Ergebnisse. Im Vergleich zu der Studie von Khurana et al. (2007) vermuteten sie die Verbesserung von VITA Easyshade durch die neuere Version. Obwohl zwei Versionen getestet wurden ist anzumerken, dass die prozentualen Auswertungen der alten VITA Easyshade Version bei Mehl et al. (2017) auf Grund der Darstellung von Mischfarben ausgeschlossen wurde. Im Bezug zur nominalen Mehrheitsfarbe als relative Richtigkeit erlangte das SpectroShade Micro die besten Ergebnisse. Außerdem ergab die metrische ΔE -Wert Analyse, dass die VITA Easyshade Geräte von allen anderen Methoden am stärksten abwichen. Dieses Ergebnis könnte jedoch dadurch verfälscht gewesen sein, dass alle $L^*a^*b^*$ -Werte der anderen Methoden entweder auf der Umrechnungstabelle der SpectroShade Micro Datenbank basierten oder direkt von einem SpectroShade Gerät stammten.

Auf Anfrage gab die Firma VITA die internen Datenbanken nicht bekannt und verwies auf eine eingeschränkte interdevice Vergleichbarkeit auf Grund der verschiedenen integrierten Lichtquellen je Gerät. Auch Hugo et al. (2005) vermerkten, dass die $L^*a^*b^*$ -Werte laut herstellender Unternehmen nur für einen Vergleich innerhalb desselben Gerätes kompatibel sind. Diese Aussagen lassen vermuten, dass die interne Umrechnung zwischen den VITA Easyshade Geräten und den SpectroShade Geräten unterschiedlich verläuft. Im vorherigen Kapitel wurden für Unterschiede beim groben, nominalen Farbvergleich die verschiedenen internen Bezugsgrundlagen der Messgeräte verantwortlich gemacht. Umgekehrt führt die Verwendung einer Umrechnungstabelle von groben 3D-Master Werten zu punktuellen $L^*a^*b^*$ -Werten nicht

zu feinverteilteren Daten, sondern zur Ansammlung auf bestimmten L*a*b*-Punkten, die durch die Referenzmessungen vorgelegt wurden.

Ganz allgemein führt dies dazu, dass Farbmessmethoden ohne eigene L*a*b*-Wert Erkennung nach Umrechnung entweder große ΔE Abweichungen messen, durch unterschiedliche, größer abgestufte 3D-Master Farben, oder bei gleichen 3D-Master Farben eine exakte Übereinstimmung von $\Delta E = 0$ erreichen. Metrische Messgeräte erzielen durch geringe Schwankungen der L*a*b*-Werte somit schlechtere Ergebnisse bei kleinen Abweichungen, aber können differenziertere Ergebnisse bei größeren Abweichungen messen.

Weiterhin ähneln sich die punktuellen Messungen auf Basis einer Umrechnungstabelle durch die in ihrer Anzahl reduzierten, vorgegebenen L*a*b*-Punkte und werden somit zum Referenzsystem hin bevorteilt. Daher sind die Ergebnisse mit Blick auf das Referenzinstrument kritisch zu beurteilen.

Im weiteren Literaturvergleich nutzten Rutkūnas et al. (2020) zwar ebenfalls ein SpectroShade Gerät als Referenzinstrument, fassten aber zusammen, dass auch VITA Easyshade Geräte als Referenz verwendet werden könnten. Dafür reflektierten sie die Studien von Khurana et al. (2007) und Tsiliagkou et al. (2016), sowie eine Untersuchung von Llena et al. (2011), bei der beide Geräte in vivo mit Positionierungsschiene gleich gut abschnitten.

Neben all den genannten Aspekten spricht die Gemeinsamkeit des Herstellers vom VITA 3D-Master Farbring für die Nutzung eines VITA Easyshade Gerätes zur Vermessung und Erstellung einer Umrechnungstabelle. Auch in anderen Studien wurde dies mit einem VITA Easyshade Gerät vorgenommen (Yilmaz und Karaagaclioglu, 2008; Brandt et al., 2017).

5.1.5 Anwendung und Grenzen der Messgeräte

In dieser Studie wurde der VITA 3D-Master Farbring verwendet, da er die optimierte Version des meistverwendeten Farbschemas VITA classical darstellt (siehe Kapitel 1.3.2). Im Zusammenhang mit der Erfahrung gibt es einen Widerspruch in der Literatur: Nach Della Bona et al. (2009) kommen Laien mit dem VITA classical besser zurecht, während dies nach Hammad (2003) eher bei Spezialisten/-innen gegenüber den Generalisten/-innen der Fall ist. Im allgemeinen Vergleich unterschiedlicher Farbschemata erzielt das VITA 3D-Master zum VITA classical die besseren Ergebnisse (Bayindir et al., 2007; Tsita, 2013; Bratner et al., 2020).

Bei der Auswertung der Farbbestimmung des SpectroShade Micro konnten die Daten direkt auf dem Touchscreen betrachtet oder per USB auf einem Computer gespeichert und mit entsprechender Software auf diesem analysiert werden. Die Auswertungssoftware auf einem separaten Computer bezieht sich jedoch auf den RGB-Wert des Pixels, welcher auf dem Bildschirm dargestellt wird. Das Ergebnis ist deshalb von der Qualität und Farbkalibrierung des Monitors abhängig. Ein Probevergleich der Ergebnisse von einem Standard-Monitor zum Touchscreen wies deutliche Unterschiede in den L*a*b*-Werten auf (siehe Tabelle 25). Um

einheitliche Ergebnisse zu erzielen und die weltweit diverse Komponente „Monitor“ auszuschalten, wurden die Daten daher direkt auf dem integrierten Touch-Display ausgewertet.

Tabelle 25: L*a*b*-Wertevergleich SpectroShade Micro vs PC Software

Legende: Ausschnitt aus einer Gegenüberstellung der SpectroShade Micro L*a*b*-Werte der internen Datenbank direkt auf dem TouchScreen (Betriebssystem 2.03.051) und der PC Datenbank der Analysesoftware (Version 1.1.1.0) am selben Tag (04.04.2020) auf Basis desselben in vivo Quellbildes. Bei der Analyse lässt sich neben der empfohlenen Farbe mit dem kleinsten ΔE -Wert jede andere VITA 3D-Master Farbe vergleichsweise auswählen. Ersichtlich wird die Variation der den VITA 3D-Master Farben hinterlegten L*a*b*-Werte.

Farben VITA 3D-Master	PC Datenbank			Interne Datenbank		
	L*	a*	b*	L*	a*	b*
0M1	84,19	1,35	7,09	81,6	0,7	6,3
0M2	83,92	1,4	8,94	81,3	0,8	7,9
0M3	83,25	1,22	10,1	80,9	0,6	9,1
1M1	79,15	1,34	13,58	76,9	0,7	11,5
1M2	79,77	1,58	19,65	77	0,9	16,7

Im Literaturvergleich zum in vitro Versuchsaufbau fällt auf, dass keine Gingivamaske oder Weichgewebsmodell verwendet wurde. Einige Studien empfehlen dies, um in vivo Bedingungen zu simulieren (Paul et al., 2002; Kim-Pusateri et al., 2009; Mehl et al., 2017). Die Farben wurden diesmal nur senkrecht in Knetmasse gesteckt, so dass die direkte Umgebung und der Hintergrund frei waren. Da keine subjektiven Messungen in vitro stattfanden und die objektiven Geräte nicht so stark von der Umgebung beeinflusst werden, wurde darauf verzichtet. Außerdem entsprach dies im Hinblick der Durchleuchtung transparenter Zähne einer in vivo Situation ohne Palatinalkontakt der Zunge. Ein Probedurchlauf zeigte, dass bei Verwendung eines intransparenten Hintergrundes wie z. B. die Einbettung in die Knetmasse oder die Ablage auf einer weißen oder grauen Pappe zu einer Beeinflussung der Zahnfarbbestimmung der digitalen Messgeräte führte (siehe Abbildung 26, Seite 59).

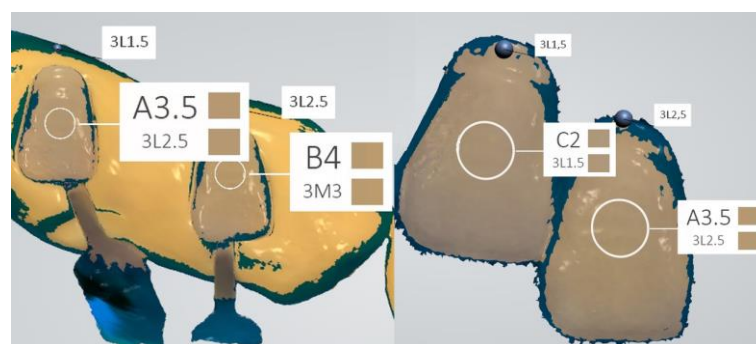


Abbildung 26: Einfluss des Hintergrundes der Trios3 Color Messung (eigenes Bild)

Legende: Im linken Bildausschnitt sind die in vitro Messungen des Trios3 Color bei Einbettung der Farbschemata in Panasil Putty Knetmasse zu sehen. Rechts stehen die Farben frei in der Luft ohne Hintergrund. Es handelt sich um die Farben 3L1.5 und 3L2.5. Mittig sind die vorgeschlagenen VITA classical und VITA 3D-Master Farben zu sehen. An blau markierten Bereichen ist die Scanqualität für eine Farbbestimmung ungenügend. Die glänzend reflektierenden Halterungen erkennt der Scanner zumeist nicht.

Für die Beleuchtung einer Zahnarztpraxis wurden exakte europäische Normen definiert und in der DIN EN ISO 9680 und der EN 12464-1 festgelegt. Die Werte in der Mundhöhle sollen zur Behandlung 8.000 - 15.000 lx erreichen und im Arbeitsumfeld bei mindestens 1.000 lx liegen (Bourgault, 2016). Die Beleuchtungsstärke im Behandlungszimmer von 1.245 lx entsprach diesen Anforderungen. Auch in der Literatur ließ sich ein ähnlicher Wert von 1.200 - 1.500 lx bei Zahnfarbvergleichen finden (Gómez-Polo et al., 2014). Die gemessenen 36.500 lx unter der Behandlungsleuchte waren jedoch oberhalb der empfohlenen Werte. Vorversuche zeigten, dass die direkte Beleuchtung der zu vermessenden Frontzähne zu Fehlern der Messauswertung des Farbbestimmungstools des Trios3 Color Intraoralscanners führte. Der Scanner konnte die 3D-Oberfläche darstellen, war aber nicht in der Lage einen Farbwert zu bestimmen (siehe Abbildung 27, Seite 60).

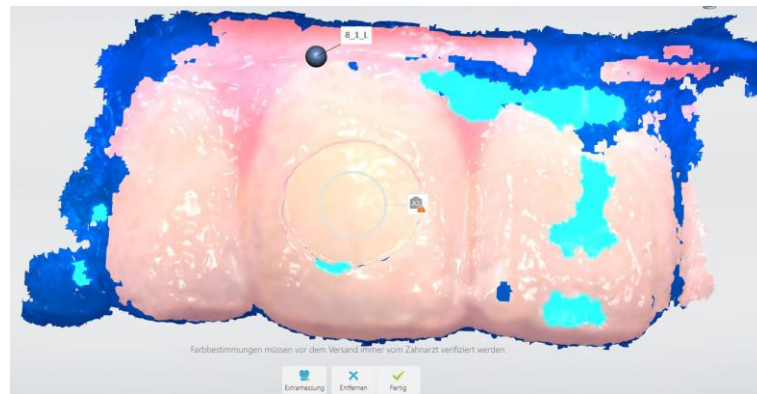


Abbildung 27: Überblendung der Messstelle durch die Behandlungsleuchte (eigenes Bild)

Legende: Das Bild zeigt einen Scan mit eingliederter Positionierungsschiene bei voller Beleuchtung der Behandlungsleuchte. Der Zahn 11 wurde mit den beiden benachbarten Zähnen gescannt. Es handelt sich um die erste Messung mit zusätzlichem Licht von der anonymisierten Testperson Nummer 8. In Türkis sind fehlende 3D-Daten dargestellt. An dunkelblau markierten Bereichen ist die Scanqualität für eine Farbbestimmung ungenügend: Das Farbbestimmungstool erkennt trotz vollständigem Scan im Messbereich keine Farbe.

Es ist bekannt, dass bei der subjektiven Zahnfarbbestimmung die Beleuchtungsstärke über 1.500 lx zu helleren und bei kleineren Werten zu graueren Farben führt (Tsita, 2013). Auch in der Kariesdiagnostik wurde beschrieben, dass bei zusätzlicher Beleuchtung ab 20.000 lx durch Überstrahlung der Zahnoberfläche die Kontraste abnehmen und dies zu visuellen Einschränkungen führt (Neuhaus, 2020). Bei der objektiven Zahnfarbbestimmung wird dagegen von einer Unabhängigkeit von äußeren Lichtquellen berichtet (Lee et al., 2002; Olms et al., 2009). Die Voruntersuchung jedoch zeigte auf, dass der Trios3 Color Intraoralscanner bei direkter Beleuchtung nicht unabhängig vom Umgebungslicht ist. Mit einer nahen Heranführung der Behandlungsleuchte wurde die Beleuchtungsstärke über 1.500 lx erhöht auf einen Bereich unterhalb der maximalen Messkapazität des Trios3 Color Intraoralscanner, um eine Beeinträchtigung der Farbbestimmung auszutesten.

5.1.6 In vivo Versuchsaufbau

Der in vivo Versuchsaufbau war angelehnt an die Literatur. Die räumlichen Parameter sowie die Position der Untersucher/-innen mit Rücken zum Fenster entstammten der Studie von Brandt et al. (2017). Die Tages- bzw. Uhrzeit war angelehnt an die Empfehlung eines späten Vormittags nach Corcodel und Hassel (2012) und entsprechend nach Dagg et al. (2004) kurz nach Mittag. Die Kriterien der Probandenauswahl und der Farbneutralität zur Messung hatten sich in analogen Studien als bewährt dargestellt (Yilmaz und Karaagaciloglu, 2008; Brandt et al., 2017; Mehl et al., 2017). Alle verwendeten dasselbe Farbschema, um herstellungstechnische Unterschiede (King und deRijk, 2007; Todorović et al., 2013) zu vermeiden. Das Farbschema wurde für diese Studie neu beschafft und hatte somit keine Alterungserscheinungen durch Desinfektion (Huang et al., 2014; Hombesh et al., 2019) oder Sonneneinstrahlung (Soares et al., 2018). Erst im Laufe der Studie kam es zur gehäuften Desinfektion zwischen den Probanden/-innen. Die Betrachtungsdauer von 5 - 7 s zum Vermeiden einer Adaptation der Farbwahrnehmung entspricht gängigen Handlungsempfehlungen (Fondriest, 2003; Tsita, 2013; Brandt et al., 2017). Die Zahnmitte als optimale Messstelle wurde in der Literatur bestätigt (Goodkind und Schwabacher, 1987).

Obwohl einer Studie zufolge die Zungenposition keinen Einfluss auf die Messungen mit dem VITA Easyshade Advance 4.0 hat (Klinke et al., 2017), konnte diese Sicherheit mit Blick auf den in vitro Hintergrundeinfluss beim Trios3 Color nicht bei den anderen Methoden gleichgewertet werden. Der beschriebene in vivo Versuchsaufbau ohne Palatinalkontakt der Zunge wurde auch in einer ähnlichen in vivo Untersuchung so beschrieben (Hugo et al. 2005).

Für gleichbleibende Bedingungen wurden alle Farbbestimmungsgeräte von ein und demselben Zahnarzt bedient. Jedoch könnte es dadurch zu einem Untersucher-Bias kommen. Mehl et al. (2017) führten daher alle Messungen abwechselnd von zwei Personen durch. Eine weitere Limitation besteht darin, dass im Vorfeld der visuellen Farbbestimmungen keine Sehtests durchgeführt wurden. Viele Studien starten mit einem Ishihara-Farbtafel Test (Corcodel und Hassel, 2012; Tsita, 2013), während sich bei dieser vorliegenden Untersuchung nur auf die anamnestiche Bestätigung der Farbsehtüchtigkeit verlassen wurde.

In vivo wurden nur rechte, mittlere Inzisivi von jungen Leuten vermessen. Dadurch ergab sich eine geringere Verteilung von überrepräsentierten helleren Farben. Somit sind die Ergebnisse eventuell nicht äquivalent bei dunklen Farben. Dennoch ist eine ästhetisch korrekte Zahnfarbe vor allem im Frontzahnbereich bedeutend. Zu den im vorherigen Kapitel genannten Vorteilen einer Positionierungsschiene, muss ein Nachteil bedacht werden: Die visuelle Zahnfarbestimmung wird für den / die Zahntechniker/-in durch den kleinen Messbereich erschwert.

5.1.7 Vorauswahl eines/-r Zahntechnikers/-in

Durch die große Abweichung der visuellen Farbbestimmungen untereinander (Erkenntnis aus der Einleitung Kapitel 1.3 und 1.4 und den Ergebnissen Kapitel 4.2.3) hätte die Verwendung des Mittelwertes dem System Zahntechniker/-in einen Vorteil gegeben, der in der Realität nicht vorhanden ist. Ebenso hätte eine Vorauswahl des/-r „besten“ Zahntechnikers/-in anhand ähnlicher Messungen zum Goldstandard oder anhand der besten intrarater Reliabilität gleicher Messwerte zum ersten und zweiten Zeitpunkt die Methode optimiert. Aus diesem Grund wurde für die methodenvergleichenden Fragestellungen durch Zufall eine Person ausgewählt. Der gewählte Zahntechniker (ZT B) war im mittleren Alter zwischen den drei Personen, arbeitete Vollzeit in einem privaten zahntechnischen Labor, in dem er regelmäßig Zahnfarbbestimmungen durchführte, und der einzige mit Handwerksmeisterqualifikation. Nur der Aspekt, dass Frauen die Zahnfarbe besser erkennen sollen als Männer (Haddad et al., 2009; Gómez-Polo et al., 2016), konnte bei dieser Auswahl nicht berücksichtigt werden.

Das Ergebnis der visuellen Farbbestimmung ist direkt ein subjektiv gemittelter Wert (Mehl et al., 2017). Auch ist auf Grund der Erinnerung keine sofortige Mehrfachmessung möglich. Um diesen Erinnerungsfehler zu verringern, wurde erst nach 3 Monaten eine Wiederholungsmessung durchgeführt. Da nun aber exogene Faktoren die wahre Zahnfarbe beeinflussen könnten (Joiner, 2004; Olms und Setz, 2013), wurden auch die digitalen Methoden zur gleichen Zeit wiederholt und die Werte relativ zueinander betrachtet anstatt sie zu mitteln.

5.1.8 Hintergrund der Statistik

Statistische Bedenken auf Grund einer zu gering erscheinenden Probanden/-innenanzahl von $n = 33$ wurden im Vorfeld mit einer Fallzahlanalyse erörtert. Die Fallzahlberechnungen für den Einstichproben t-Test der Hauptfragestellung erfolgten mit einem Mittelwert \bar{x} von $\Delta E = 1$ und einer Standardabweichung von $SD = 1,5$. Da in der Literatur ein Abstand von $\Delta E = 1$ als untere Grenze für die Sichtbarkeit des menschlichen Auges ermittelt wurde (Kuehni und Marcus, 1979; Seghi et al., 1989) (siehe auch Kapitel 1.5), wurde dieser Wert als klinisch relevant für die Berechnungen angesehen. Aus den in vitro Messreihen lagen Informationen über die Variabilität der Messungen vor. Dabei ergaben sich Standardabweichungen von 1,1 ($\Delta E V - S$) bis 1,3 ($\Delta E V - T$) (siehe Tabelle 4 in Kapitel 4.1.2). Für eine konservative Fallzahlschätzung wurde nun von einer Standardabweichung von $SD = 1,5$ ausgegangen. Weiterhin zeigen viele andere Studien eine ähnliche Größenordnung der Probanden/-innenanzahl (Khurana et al., 2007; Sarafianou et al., 2012; Olms und Setz, 2013; Tsita, 2013; Mehl et al., 2017), manche sogar weniger, im Bereich von $n = 10$ (Yilmaz und Karaagaciloglu, 2008; Knezović et al., 2015; Tsiliagkou et al., 2016). Die unterschiedliche Datengrundlage bei 3 - 5 Wiederholungen (Olms und Setz, 2013; Brandt et al., 2017; Mehl et al., 2017) führte jedoch zur Optimierung des Mittelwertes bei mehr Messungen. In vitro bei 29 Farbschemata gab es z. B. insgesamt 87 Messungen bei 3 Wiederholungen und

145 Messungen bei 5 Wiederholungen. Die Anzahl von fünf Messungen beim VITA Easyshade Advance 4.0 ergab sich aus einer Größenordnung nah zur klinischen Anwendbarkeit durch die schnelle Bedienung. In der Literatur variierten die Wiederholungen von drei über fünf bis fünfzehn Messungen (Kim-Pusateri et al., 2009; Olms und Setz, 2013; Todorović et al., 2013; Tsiliagkou et al., 2016). Beim Trios3 Color wären fünf Messungen einer klinischen Anwendung zu fern, da die Farbbestimmung nur eine Zusatzfunktion der einmaligen Erfassung der dreidimensionalen Strukturen darstellt. Außerdem muss für jeden Scanvorgang ein neuer Auftrag in der Software angelegt werden, so dass bei drei Durchläufen schnell mehrere Minuten vergehen. Auch beim SpectroShade Micro erschien eine Anzahl von fünf „perfekten“ Messungen klinisch nicht nachvollziehbar. Leichte Bewegungen oder Verwacklungen während der Positionierung sowohl von Seiten des/-r Zahnarztes/-ärztin als auch des/-r Probanden/-in führte gehäuft zu unscharfen Bildern oder fehlerhafter Winkelneigung und somit nur zu „mittelmäßigen“ oder gar „falschen“ Messungen. Da so nur der Goldstandard die 5 Wiederholungen durchführte, der die Referenz darstellte, fällt die Optimierung des Mittelwertes nur bei Reliabilitätsvergleichen ins Gewicht. In der Literatur dagegen wurde der Messablauf mit einem VITA Easyshade Gerät sogar so dargestellt, dass so oft gemessen wurde, bis zweimal das gleiche Ergebnis erschien (Kim-Pusateri et al., 2009; Gómez-Polo et al., 2014).

5.2 Diskussion der Ergebnisse

5.2.1 Umrechnungstabelle

Rutkūnas et al. (2020) haben eine VITA 3D-Master Umrechnungstabelle mit einem SpectroShade Gerät erstellt und publiziert. Im direkten Vergleich zu der mit VITA Easyshade Advance 4.0 erstellten Tabelle verhalten sich die Daten sehr ähnlich. Die Werte des VITA EasyShade Advance 4.0 sind im L^* -Wert zumeist um 5 Einheiten heller. Die a^* -Werte bewegen sich im gleichen Bereich und werden nur in dieser Studie negativ bei den hellen Farben. Dass Zahnfarben minimal auf der a^* -Achse in den negativen Bereich Richtung Grün verlaufen können, bestätigten auch Yuan et al. (2007). Die b^* -Werte gleichen sich stark. Die Ähnlichkeit der Daten spricht dafür, dass die gemessenen $L^*a^*b^*$ -Werte den bereits erhobenen Daten vergleichbar sind und keine groben Messfehler enthalten. Lena et al. (2011) bemerkten ebenfalls, dass das VITA Easyshade (ältere Version) im Vergleich zum SpectroShade Micro größere L^* -Werte misst. Somit erscheint das Gerät trotz Punktmessungen keine Helligkeitsverluste durch „Edge-Loss“ zu generieren.

Weiterhin gleicht die in der Dissertation zur Studie von Brandt et al. (2017) veröffentlichte VITA 3D-Master Umrechnungstabelle, die auch mit einem VITA Easyshade Advanced 4.0 erstellt wurde, in ihren $L^*a^*b^*$ -Werten sehr deutlich der hier dargestellten Tabelle.

Allgemein besagen die gemessenen $L^*a^*b^*$ -Werte nichts über die integrierte Datenbank der Geräte. Welche VITA 3D-Master Farben auf Grund der hinterlegten Verschlüsselung als passend

vorgeschlagen werden, kann somit auch bei gleichen bzw. ähnlichen Werten variieren. Da die VITA 3D-Master Farben grobe Punktwolken im CIELAB Farbraum sind, kann es genauso gut umgekehrt sein, dass bei abweichenden $L^*a^*b^*$ -Werten die gleiche Farbe vorgeschlagen wird. Todorović et al. (2013) haben zehn VITA 3D-Master Farbschemata mit einem VITA Easyshade (ältere Version) vermessen. Sie haben dafür den Messmodus „Farbkontrolle“ verwendet, der zwar nicht die genauen $L^*a^*b^*$ -Werte anzeigt, dafür aber einen Abgleich zur inneren Datenbank in ΔE . Über alle Farben der zehn Schemata erhielten sie einen Mittelwert der Abweichung von der internen Datenbank um $\Delta E = 4,41$ mit einer Standardabweichung von $SD = 0,92$ (Todorović et al., 2013). Dies könnte neben den herstellungstechnischen Unterschieden der Farbschemata für größere Abweichungen der hinterlegten Daten sprechen. Nach Sarafianou et al. (2012) liegen die Abweichung im Mittel zwischen zwei VITA 3D-Master Farben bei $\Delta E = 5$ und sind damit klinisch zu unterscheiden. Folglich kann ein Farbbestimmungsgerät auch bei korrekt gemessenen $L^*a^*b^*$ -Werten auf Basis der internen Extrapolation eine sichtbar unterschiedliche VITA 3D-Master Farbe auswählen.

5.2.2 Goldstandard

Das VITA Easyshade Advance 4.0 hatte bezogen auf diesen einen verwendeten VITA 3D-Master Farbring mit einer Übereinstimmungsquote von 34,5 % das schlechteste Ergebnis. Mit den Überlegungen aus dem vorherigen Kapitel erscheinen die $L^*a^*b^*$ -Werte korrekt zu sein, aber die interne Verschlüsselung in VITA 3D-Master Farben unzureichend. Da sowohl der Trios3 Color mit 51,7 % als auch das SpectroShade Micro mit 87,4 % bessere Übereinstimmungen erzielten, kann man davon ausgehen, dass es nicht allein an einem herstellungstechnisch besonders stark abweichenden Farbschema liegt. Auch Tsiliagkou et al. (2016) erhielten bei einem in vitro Vergleich ähnliche Werte für VITA Easyshade (erste Version) mit 34,8 % bei Vermessung einer VITA 3D-Master Farbskala mit Positionierungsbehelf.

Mit der Annahme, dass die $L^*a^*b^*$ -Werte der Umrechnungstabelle korrekt sind, konnten weitere metrische Vergleiche gegen den Goldstandard erfolgen, da die interne nominale 3D-Master Farbverschlüsselung keinen Einfluss nahm. Die Legitimation der Festlegung des VITA Easyshade Advance 4.0 als Goldstandard basierte auf folgenden Studienergebnissen: Unter fünf Farbbestimmungsgeräten stellte es sich hinsichtlich der Validität und Reliabilität im Vergleich zum Mittelwert aller fünf Geräte in vitro als Bestes und in vivo als eines der besten Geräten dar (Dozić et al., 2007). Yuan et al. (2007) führten in einer Voruntersuchung auf, dass ein VITA Easyshade Gerät beim Vermessen eines 3D-Master Farbschemas korrekte $L^*a^*b^*$ -Werte erfasste. Eine weitere Studie verglich vier verschiedene Geräte mit nominalen Farben in vitro und kam zu dem Ergebnis, dass ein VITA Easyshade Gerät die beste Validität von 92,6 % erzielte und es bei der Reliabilität mit 96,4 % keinen signifikanten Unterschied zu den anderen Geräten gab (Kim-Pusateri et al., 2009). Ebeid et al. (2020) erzielten im in vitro Vergleich mit einem VITA

Easysshade V nur eine Validität von 78 %, dennoch war es weiterhin das genaueste von vier verschiedenen Geräten.

5.2.3 Validität in vitro / in vivo

In vitro war der Farbunterschied der vom Trios3 Color gemessenen Farben sichtbar, aber akzeptabel in Bezug zum unteren in vitro Schwellenwert der klinischen Akzeptanz von $\Delta E = 2,72$ ($\Delta E = 1,7 \pm SD 1,3$). Die Farben des SpectroShade Micro waren inakzeptabel ($\Delta E = 4,3 \pm SD 1,1$). Gemessen an der oberen in vivo Akzeptanz von $\Delta E = 6,8$ wären die Differenzen kleiner gewesen. Diese Beurteilung lässt sich aber nicht auf optimale Laborbedingungen übertragen. Die hier dargestellte Überlegenheit des Intraoralscanners gegenüber dem SpectroShade Micro bei metrischen $L^*a^*b^*$ -Wert Vergleichen steht jedoch unter dem Einfluss der Umrechnungstabelle und bevorteilt den Trios3 Color. Die Farbvariabilität des Trios3 Color wurde zu Gunsten einer Übereinstimmung mit dem VITA Easysshade 4.0 durch die Reduktion auf nur 29 mögliche $L^*a^*b^*$ -Werte aus der Umrechnungstabelle eingeschränkt. Bei Betrachtung der einzelnen Koordinaten wichen die L^* -Werte insgesamt am stärksten ab. Die Δa^* - und Δb^* -Werte wiesen mit Zahlen ≤ 1 nicht sichtbare Unterschiede auf. Ebenso lagen die farblichen Anteile, dargestellt als Farbkomponente ΔC , knapp bei 1. Die gemessenen Differenzen waren folglich keine Farbunterschiede, sondern Helligkeitsunterschiede. In der Literatur lag auch bei visueller Farbbestimmung mit drei verschiedenen Farbringen und anschließender Herstellung keramischer Restaurationen die größte Diskrepanz beim L^* -Wert (Wee et al., 2002). Durch die fehlende Gewichtung der einzelnen Koordinaten in der $\Delta E76$ Formel ist die Interpretation eines gleichmäßigen Empfindungsabstandes jedoch mit Vorsicht zu betrachten. Eine Anpassung des L^* -Wertes und Verwendung der $\Delta E00$ Formel könnte zu einer anderen Interpretation führen. In vivo stellte sich eine gleiche Verteilung wie zuvor in vitro dar; nur mit größeren Werten. Mit der Zunahme der Differenzen wurde auch die Akzeptanzgrenze an $\Delta E = 6,8$ angepasst. Somit waren die Trios3 Color Farben klinisch akzeptabel ($\Delta E = 3,8 \pm SD 2,0$) und die SpectroShade Micro Farben erneut inakzeptabel ($\Delta E = 8,3 \pm SD 2,4$). Die zusätzliche Messreihe der Zahntechniker/-innen ergab auch inakzeptable Farben ($\Delta E = 7,4 \pm SD 2,6$). Die visuelle Zahnfarbbestimmung profitierte nicht von der Umrechnungstabelle, so dass diese Messergebnisse folglich vermutlich stark vom Goldstandard abwichen. Somit führt die Zahnfarbbestimmung mittels Trios3 Color Intraoralscanner zu besseren Ergebnissen als die visuelle Methode. Bezogen auf die Hauptfragestellung führten alle Methoden signifikant (p -Wert $< 0,001$) zu sichtbaren Unterschieden, weshalb die Nullhypothese (H_0) zugunsten der Alternativhypothese (H_1) abgelehnt wurde.

Eine ähnliche Studie (Mehl et al., 2017) erlangte mit einem Trios Color (ohne Versionsangabe) zum dortigen Vergleichsgerät SpectroShade Micro analoge Werte ($\Delta E = 3,4 \pm SD 2,19$); jedoch unter Betrachtung der Differenzen zum VITA Easysshade Advance 4.0 lagen die Werte deutlich

höher ($\Delta E = 6,83 \pm SD 4,44$). Dieser Unterschied liegt vermutlich an der Umrechnungstabelle und optimiert die Messungen zum Referenzsystem. Die Differenzen der visuellen Methode waren jeweils zu beiden Vergleichsgeräten leicht größer als die des Intraoralscanners und verdeutlichen somit dessen Anwendbarkeit.

Im Hinblick auf die klinische Akzeptanz erschienen folgende Kombinationen an Farbbestimmungsmethoden *in vivo* zueinander kompatibel: V – T und S – ZT. Die anderen Kombinationen V – S, V – ZT, T – S und T – ZT wiesen zu große Differenzen auf. Der letztgenannte Vergleich T – ZT ($\Delta E = 6,4 \pm SD 2,8$) zeigte dabei die größte Standardabweichung und Breite an „milden“ Ausreißern auf (siehe Whiskers der Boxplot Diagramme in Kapitel 4.2.1 Abbildung 23 und Abbildung 24). Dagegen stellten Mehl et al. (2017) auf Basis der ΔE -Abstände grafisch dar, dass der Trios Color (ohne Versionsangabe) zur Gruppe der visuellen Methode, sowohl zu der zahntechnischen ($\Delta E = 3,3 \pm SD 2,72$) als auch zu der zahnärztlichen Methode ($\Delta E = 3,1 \pm SD 2,59$), passt und folgerten, dass er zur klinischen Zahnfarbbestimmung alternativ verwendet werden kann. Dabei lagen die Mittelwerte auch trotz ähnlich großer Standardabweichungen im klinisch akzeptablen Bereich.

Die klinische Inakzeptanz der nicht übereinstimmenden $L^*a^*b^*$ -Werte von V – S stellte die Basis in diesem Versuchsaufbau dafür dar, dass T – S in dieser Studie ebenfalls nicht zusammenpassten, weil die $L^*a^*b^*$ -Werte von T aus der Umrechnungstabelle stammten. Weiterhin gab es aber auch eine Diskrepanz der internen Extrapolation zu einer VITA 3D-Master Farbe zwischen V und S. Dies wird deutlich an der stark unterschiedlichen nominalen Übereinstimmung zur aufgedruckten Farbe von 34,5 % (V) zu 87,4 % (S). Die hierbei hohe Übereinstimmung des SpectroShade Micros zur aufgedruckten Farbe könnte der Grund sein für die klinisch akzeptable Nähe von S - ZT.

Im nominalen Vergleich vierer Zahnfarbbestimmungsgeräte erzielte nach Ebeid et al. (2020) der Trios3 Color mit 66 % die zweitbeste Übereinstimmungsquote *in vitro* direkt nach dem VITA Easyshade V (78 %). Es soll zwischen den beiden Geräten jedoch kein signifikanter Unterschied vorliegen. Rutkūnas et al. (2020) bestimmten bei *in vivo* Versuchen mit dem Trios3 Color einen Validitätswert von 53,3 %. Die gleiche Größenordnung zu der vorliegenden Studie mit einer Übereinstimmung zur aufgedruckten Farbe des Trios3 Color von 51,7 % wird deutlich. Brandt et al. (2017) erlangten *in vivo* eine nominale Messgenauigkeit von 43,9 % mit dem Trios Intraoralscanner (ältere Version), was trotz des ähnlich geringen Wertes ebenso über den visuellen, zahnärztlichen (35,5 %) und zahntechnischen (34,6 %) Quoten lag und der hier aus den metrischen Messungen dargestellten Überlegenheit des Intraoralscanners gegenüber der visuellen Methode entspricht.

5.2.4 Reliabilität in vitro / in vivo

Der Trios3 Color wies als metrische Reliabilität in vitro die größte Schwankungsbreite um den Mittelwert auf. Das VITA Easyshade Advance 4.0 und das SpectroShade Micro zeigten mit Werten kleiner als eins eine sehr geringe Messgenauigkeit auf. Durch die Darstellung als Standardabweichung der einzelnen $L^*a^*b^*$ -Werte wurde deutlich, dass erneut der L^* -Wert die größte Unregelmäßigkeit aufwies. Die nominale in vitro Reliabilität in % deckte sich mit den metrischen Ergebnissen. In vivo verbesserte sich der Trios3 Color im Gegensatz zu den anderen beiden Geräten erheblich. Trios3 Color profitiert vermutlich von der Positionierungsschiene, während die multiplen, äußeren Einflüsse in vivo eher zur Verschlechterung führten. Der in vitro / in vivo Unterschied des VITA Easyshade Advance 4.0 und des SpectroShade Micros lässt zusammenfassend vermuten, dass es sich dabei nicht um interne Gerätefehler, sondern um Einflüsse der Anwendung und Umgebung handelte.

Der Trios3 Color lag mit den Messergebnissen der nominalen Übereinstimmungsquote von 56,3 % in vitro und 87,9 % in vivo in einem den Angaben der Literatur entsprechenden Bereich. Die Werte schwankten von 51,7 % (Ebeid et al., 2020) über 66,7 % (Mehl et al., 2017), 78,3 % (Brandt et al., 2017), 86,66 % (Reyes et al., 2019) bis 90,33 % (Rutkūnas et al., 2020). Diese Variationen lagen vermutlich an den unterschiedlichen Versuchsbedingungen in vivo versus in vitro, an der Verwendung eines Positionierungsbehelfs, an dem Farbschema VITA classical versus VITA 3D-Master (bei Studien mit beiden Farbschemata wurden hier nur die Ergebnisse des VITA 3D-Masters erwähnt), an der Version des Messgerätes und an der Definition eines „Matches“ bei Mehrfachmessungen. Die anderen beiden Geräte unterlagen derselben Schwankungsbreite im Literaturvergleich.

Das VITA Easyshade Advance 4.0 hatte in dieser Studie in vitro einen Wert von 95,9 % und in vivo 75,8 %. Im Vergleich lag der geringste Wert bei 41,9 % (Lagouvardos et al., 2009) gefolgt von 44,3 % (Ebeid et al., 2020) über 50 % (Khurana et al., 2007), 68,3 % (Mehl et al., 2017), 76,6 % (Brandt et al., 2017), 96 % (Igiel et al., 2017), 96,4 % (Kim-Pusateri et al., 2009) bis zu 100 % unter Standardbedingungen (Tsiliagkou et al., 2016).

Das SpectroShade Micro hatte in dieser Studie in vitro einen Wert von 97,7 % und in vivo 89,9 %. In der Literatur schwankte es von 71,7 % (Mehl et al., 2017) über 82,7 % (Khurana et al., 2007), 92 % (Rutkūnas et al., 2020), ca. 95 % (Tsiliagkou et al., 2016) bis zu 96,9 % (Kim-Pusateri et al., 2009).

Zusammengefasst ähnelten sich die Reliabilitätsergebnisse der objektiven Geräte. Weitere Aspekte, die die größere Wertstreuung der VITA Easyshade Geräte in der Literatur erklären, stellen die höhere Anzahl an Studien mit diesen Geräten, die Unterschiede zwischen Punkt- und Flächenmessgeräten sowie die integrierte Positionierungshilfe im SpectroShade Messgerät dar. Gemeinsamkeit nahezu aller Studien bestand jedoch in der Überlegenheit der objektiven Methode gegenüber der visuellen (siehe die Studien mit visueller Methode in Tabelle 27 im Anhang). Zwei

Studien kamen hingegen zu dem Ergebnis, dass die objektiven Methoden unterlegen seien. Nach Hugo et al. (2005) sei sogar ein SpectroShade (ältere Version) ungenauer als das menschliche Auge und dürfte nicht ohne visuelle Kontrolle verwendet werden. Hampé-Kautz et al. (2020) sahen diese Schwäche zur visuellen Methode nur in einem Trios3 Color Intraoralscanner, nicht aber in einem Spektralfotometer.

5.2.5 Genauigkeit der visuellen Methode

Metrisch betrachtet befanden sich alle drei Zahntechniker/-innen nahe dem oberen Grenzwert der klinischen Akzeptanz von $\Delta E = 6,8$. Zwei von Dreien (ZT A und ZT B) bestimmten bei mehr als der Hälfte der Fälle klinisch inakzeptable Farben. Auch ZT C erhielt mit einem Median von $\Delta E = 5,9$ knapp unterhalb der Grenze einige inakzeptable Farben. Nach Sicht der Ergebnisse in Kapitel 4.2.3 und Beurteilung in Kapitel 5.1.7 wird deutlich, dass die Bildung eines Mittelwertes die Methode ZT bevorteilt hätte. Die nominale interrater Reliabilität paarweise als auch im Vergleich aller drei ZT zum ersten Zeitpunkt mit Werten von 9,4 % bis 33,3 % zeugt von einer sehr geringen, nahezu willkürlichen Reproduzierbarkeit. Die intrarater Reliabilität zwischen der ersten Messung und dem Wiederholungszeitpunkt je ZT zeigte ähnlich niedrige Werte von 21,9 % bis 31,3 % auf. Dagegen wiesen die objektiven Methoden eine deutlich höhere intrarater Übereinstimmung mit Werten von 61,1 % bis 65,6 % zwischen den Zeitpunkten auf. Es fällt auf, dass der Wertebereich hier sehr schmal ist und laut Chi²-Test nach Pearson unterscheiden sich die Geräte nicht in der intrarater Reliabilität. Im Vergleich zur in vivo Reliabilität je Gerät am selben Tag als Wiederholbarkeit bei kurzem Intervall von 75,8 % - 89,9 % nahm die Übereinstimmung ab. Dies könnte an exogenen Faktoren wie z. B. natürlichen, ernährungsbedingten Verfärbungen über die Zeit am in vivo Zahn liegen. Die Betrachtung der intrarater Reliabilität in ΔE ließ eine Einordnung zu den Grenzwerten zu: Nach den drei Monaten kam es bei allen Methoden zu sichtbaren aber klinisch akzeptablen Farbveränderungen. Offensichtlich waren auch hierbei die visuellen Werte größer als die der objektiven Methoden. Der genaue Anteil der exogenen Faktoren kann schwer abgeschätzt werden. Eine Studie untersuchte die Farbveränderung von Keramikronen in vivo über einen Zeitraum von 2,5 Jahren mit einem VITA Easyshade Gerät und stellte eine Änderung von $\Delta E = 2,2$ nach 6 Monaten fest, die jedoch bis nach 2,5 Jahren nicht größer wurde, so dass es im Durchschnitt zu einer Änderung von $\Delta E = 2,1$ kam (Olms und Setz, 2013). Die objektiven Geräte (V, T und S) lagen mit Werten von $\Delta E = 1,4$ bis 2,6 in einem ähnlichen Bereich. Die visuelle Methode ZT hatte höhere Werte von $\Delta E = 3,5$ bis 4,0. Während die punktuellen Farbabweichungen in L*a*b* im Mittel insgesamt gerade sichtbar und klinisch akzeptabel erscheinen, wirken die oben genannten, prozentualen Übereinstimmungsquoten auf Basis der nominalen Farben ungenügend. Dies liegt an der größeren Differenzierung bei Extrapolation der Messungen in VITA 3D-Master Farben, die jedoch im

klinischen Alltag Anwendung finden. Deshalb erscheinen alle drei objektiven Methoden der visuellen deutlich überlegen.

5.2.6 Lichteinfluss Trios3 Color

Die Messunterschiede des Trios3 Color mit und ohne Behandlungsleuchte lagen mit einem Wert von $\Delta E = 1,1$ an der Grenze zur Sichtbarkeit von $\Delta E = 1$, ab der 50 % einen Farbunterschied wahrnehmen können. Die Aufschlüsselung in die Einzelkoordinaten ergab neben der Helligkeit in ΔL^* auch farbliche Anteile in Δb^* und gesammelt als Farbkomponente ΔC . Nominal betrachtet wurde nur bei 73,7 % dieselbe Farbe erkannt. Dabei muss jedoch auch die Wiederholbarkeit bei kurzem Intervall des Trios3 Color bei drei aufeinanderfolgenden Messungen von 87,9 % (T) – 93,9 % (T_L) berücksichtigt werden. Die Reliabilität hat sich nach dem Pearson χ^2 -Test nur zufällig vergrößert. Insgesamt verdeutlicht aber die Größenordnung, dass nicht 100 % das zu erreichende Ziel der Übereinstimmungen der Messungen mit und ohne Licht war. Durch Vergleich der Helligkeitsgruppen der VITA 3D-Master Farben erschien der Trios3 Color mit eingeschalteter Behandlungsleuchte bei Abweichung eher zu einer helleren Gruppe zu tendieren. Bei Auswertung dieser Ergebnisse gilt zu beachten, dass durch die Behandlungsleuchte nicht nur die Beleuchtungsstärke verändert wurde, sondern dass auch die Farbtemperatur von 6.500 K auf 5.500 K reduziert wurde. Dies vermag die Übereinstimmung geschmälert haben.

5.2.7 Zahnfarbverlauf

In der metrischen Betrachtung erkannte ZT B nur leichte Unterschiede zwischen den zervikalen und den inzisalen Messbereichen ($\Delta E = 1,8 \pm SD 2,8$), während die objektiven Messmethoden große Unterschiede registrierten ($\Delta E = 5,0 - 8,2$). Auch nominal zeigte sich deutlich die Aufteilung zwischen visueller und objektiver Methode. Es lag bei diesen Werten jedoch eine große Konfidenzintervallbreite vor, was für eine unzureichende Stichprobengröße bei dieser explorativen Fragestellung spricht, weshalb die Auswertung nur grobe Tendenzen aufzeigen kann. Außerdem bestanden die objektiven Daten aus drei bis fünf Einzelmessungen, während bei der visuellen Methode nur eine Messung je Messstelle in die Berechnung einfluss. Eine weitere kritische Einflussgröße war die Beeinträchtigung der visuellen Farbbestimmung durch die Positionierungsschiene hindurch. Dass es sich nicht nur um zufällige Messfehler der objektiven Methoden handelte, wird deutlich, wenn man sich die geringen, nominalen Übereinstimmungsquoten von zervikal nach inzisal von 10,0 – 33,6 % mit den prozentualen Werten der Reliabilität in Kapitel 4.2.2 von 75,8 – 89,9 % vergleichend anschaut. Bei der qualitativen Betrachtung wurde nach inzisal zu 38,9 % eine dunklere und nur zu 16,7 % eine hellere Farbe gemessen. Dies könnte daran liegen, dass durch die erhöhte Transluzenz der Schneidekante der unausgeleuchtete, verdunkelte Mundraum Einfluss nahm.

5.2.8 Klinische Schlussfolgerung

Die Untersuchungen haben gezeigt, dass zur Zahnfarbbestimmung der Trios3 Color Intraoralscanner der visuellen Methode überlegen ist. Dennoch wies auch diese Methode Optimierungspotentiale auf. Der Trios3 Color Intraoralscanner kann also zur Farbbestimmung genutzt werden und liefert häufiger bessere Ergebnisse als eine rein subjektive Messmethode. Idealerweise kombiniert man jedoch die objektive Messung mit einer visuellen Kontrolle der vorgeschlagenen Zahnfarbe und bezieht die zu behandelnde Person in den Entscheidungsprozess mit ein. Diese Art der Mittelwertbildung könnte die Messschwankungen reduzieren.

Weiterhin sind verschiedene Farbbestimmungsgeräte schlecht miteinander kompatibel (Sarafianou et al., 2012). Während die $L^*a^*b^*/LcH$ -Daten in der Realität nicht punktgenau in der keramischen Herstellung von Zahnersatz reproduzierbar sind, sondern eher für Reliabilitäts- und Validitätsstudien interessant sind (Mehl et al., 2017), kommt es im klinischen Alltag besonders darauf an, dass jedes Gerät nach interner Extrapolation dieselbe Zahnfarbe vorschlägt (Lagouvardos et al., 2009). Es empfiehlt sich deshalb für einen optimalen Ablauf eine Kontrolle der Zahntechnik mit dem gleichen Gerät durchzuführen: Dafür bestimmt der Zahnarzt / die Zahnärztin die Zahnfarbe mit einem Gerät und übermittelt die Daten an die Zahntechnik. Dort wird nach Farbauswahl bzw. Farbmischung mit dem gleichen Gerät das Ergebnis nach der Herstellung kontrolliert (Vita Zahnfabrik, 2019).

Als Ausblick sollte eine Folgestudie Zahnersatz auf Basis der Farbbestimmung des Trios3 Color Intraoralscanners herstellen lassen und auf ihre klinische Akzeptanz untersuchen.

5.3 Im Wandel der Zeit

Zuletzt gilt anzumerken, dass diese Untersuchung verschiedener Zahnfarbmessgeräte der Schnelllebigkeit unserer globalisierten, digitalisierten Welt unterlag. Schon vor dem Beginn der Studie gab es das 2015 eingeführte neuere Modell VITA Easyshade V (Vita Zahnfabrik, 2020). Nach der Erstellung des Studiendesigns und der Genehmigung durch die Ethikkommission erschien der neue 3Shape Trios 4 Intraoralscanner im Jahr 2019 (3Shape, 2021). Durch die Corona-Pandemie verzögerten sich die Zahnfarbmessungen und nach Fertigstellung dieser Ende 2020 wurde die Produktion von SpectroShade Micro eingestellt. Online lassen sich aber weiterhin baugleiche Geräte anderer Hersteller finden, unter anderem für den amerikanischen Markt das SpectroShade Micro II. Durch die verbreitete Anwendung älterer Geräte auch Jahre nach deren Aktualisierung macht die Ergebnisse dieser Studie jedoch nicht uninteressant. Es ist aber wichtig bei der Betrachtung der Literatur auf die jeweilige Version der Geräte zu achten. Weitere Untersuchungen dieser Art mit dem jeweils neusten Stand der Technik sind gewünscht und erforderlich. Außerdem sollten die hier vereinzelt vorgenommenen explorativen, deskriptiven Vergleiche konfirmatorisch untersucht werden.

6 Zusammenfassung

Die Digitalisierung ermöglicht der Zahnmedizin eine Vielzahl neuer Fähigkeiten, Prozessabläufe zu simplifizieren und subjektive Störfaktoren auszuschalten. Chromatische Intraoralscanner sind in der Lage neben der Erfassung der dreidimensionalen Strukturen die Zahnfarbe zu bestimmen. Ziel dieser Untersuchung war die Evaluierung der Farbbestimmung des Trios3 Color Intraoralscanners. Dazu wurden die Messungen hinsichtlich Validität und Reliabilität mit unterschiedlichen dentalen Farbbestimmungsmethoden verglichen.

Im Vergleich zum Goldstandard der objektiven Zahnfarbbestimmung mittels des dentalen Spektralfotometers VITA Easyshade Advance 4.0 erkannte der Trios3 Color klinische akzeptable Farben. Diese Erkenntnis wurde jedoch beeinträchtigt durch eine Umrechnungstabelle der VITA 3D-Master Farben in $L^*a^*b^*$ -Werte. Dennoch war der Trios3 Color valider als die visuelle Methode. Im weiteren Vergleich mit einem zweiten Spektralfotometer, dem SpectroShade Micro, wurde erkenntlich, dass zwischen den objektiven Farbmessgeräten allgemein eine geringe interdevice Übereinstimmung vorlag. Dies wurde hervorgerufen durch die unterschiedlichen integrierten Lichtquellen und führte besonders zu L^* -Wert Abweichungen.

Die Reliabilität aller drei Farbmessgeräte war deutlich verlässlicher als die visuelle Methode. Während drei verschiedene Zahntechniker/-innen sowohl zum gleichen Zeitpunkt als auch zur Wiederholungsmessung nach drei Monaten ganz unterschiedliche Zahnfarben bestimmten, überzeugten die Messgeräte mit kontinuierlicheren Farben. Ebenso wurden Zahnfarbverläufe deutlicher registriert als bei der rein visuellen Betrachtung. Die zusätzliche Beleuchtung der Dentaleinheit führte beim Trios3 Color bei direktem Lichteinfall zur Überblendung mit Fehlmessungen. Ein nahes Heranführen der Lampe führte vermehrt zu helleren Messungen im Bereich der Sichtbarkeitsgrenze, die klinisch akzeptabel waren. Weiterhin waren in vivo die Zahnfarbbestimmungen auf Grund von äußeren Einflussfaktoren weniger präzise und genau als in vitro.

Zusammenfassend lässt sich schlussfolgern, dass der Trios3 Color Intraoralscanner zur Zahnfarbbestimmung verwendet werden kann. Eine Integrierung in die universitäre Ausbildung erscheint sinnvoll.

7 Literaturverzeichnis

- 3Shape (2021) 3D Dentalscanner und CAD/CAM-Systeme. <https://www.3shape.com/>. Zugegriffen: 12. März 2021
- AlSaleh S, Labban M, AlHariri M, Tashkandi E (2012) Evaluation of self shade matching ability of dental students using visual and instrumental means. *J Dent* 40 Suppl 1:e82-e87
- Alt KW (2004) Die historische Entwicklung der zahnärztlichen Prothetik. In: Strub JR, Türp JC, Witkowski S, Hürzeler MB, Kern M (Hrsg): *Curriculum Prothetik*. 3. Aufl. Quintessenz, Berlin, 2004, S. 37–61
- Amrhein V, Greenland S, McShane B (2019) Scientists rise up against statistical significance. *Nature* 567:305–307
- Baltzer A, Kaufmann-Jinoian V (2004) Die Bestimmung der Zahnfarben. *Quintessenz Zahntechnik* 30:726–740
- Barna GJ, Taylor JW, King GE, Pelleu GB (1981) The influence of selected light intensities on color perception within the color range of natural teeth. *J Prosthet Dent* 46:450–453
- Bayindir F, Kuo S, Johnston WM, Wee AG (2007) Coverage error of three conceptually different shade guide systems to vital unrestored dentition. *J Prosthet Dent* 98:175–185
- Berns RS (2019) *Billmeyer and Saltzman's Principles of Color Technology*. 4th Ed. John Wiley & Sons, Hoboken, NJ
- Blum SL, Horn M, Olms C (2018) A comparison of intraoral spectrophotometers-Are there user-specific differences? *J Esthet Restor Dent* 30:442–448
- Bolt RA, Bosch JJ ten, Coops JC (1994) Influence of window size in small-window colour measurement, particularly of teeth. *Phys Med Biol* 39:1133–1142
- Bourgault M (2016) Das richtige Licht; Für Behandler wie Patient. *ZWP spezial* 5/16:25–27
- Brandt J, Nelson S, Lauer H-C, Hehn U von, Brandt S (2017) In vivo study for tooth colour determination-visual versus digital. *Clin Oral Invest* 21:2863–2871
- Bratner S, Hannak W, Boening K, Klinke T (2020) Color determination with no-match-templates using two different tooth color scales-An in vitro evaluation. *J Esthet Restor Dent* 32:593–600
- Browning WD, Chan DC, Blalock JS, Brackett MG (2009) A comparison of human raters and an intra-oral spectrophotometer. *Oper Dent* 34:337–343
- Budde N, Schweyen R, Hey J (2017) Intraorale Scans zur Abformung in der Implantologie. *Quintessenz* 68:1331–1338
- Chu SJ, Trushkowsky RD, Paravina RD (2010) Dental color matching instruments and systems. Review of clinical and research aspects. *J Dent* 38 Suppl 2:e2-e16
- Cohen J (1988) *Statistical Power Analysis for the Behavioral Sciences*. 2nd Ed. Lawrence Erlbaum Associates, Hillsdale, NJ
- Corcodel N, Zenthöfer A, Setz J, Rammelsberg P, Hassel AJ (2011) Estimating costs for shade matching and shade corrections of fixed partial dentures for dental technicians in Germany: a pilot investigation. *Acta Odontol Scand* 69:319–320
- Corcodel N, Hassel A (2012) Zahnfarbnahme in der Zahnmedizin. *wissen kompakt* 6:41–56
- Culpepper WD (1970) A comparative study of shade-matching procedures. *J Prosthet Dent* 24:166–173
- Curd FM, Jasinevicius TR, Graves A, Cox V, Sadan A (2006) Comparison of the shade matching ability of dental students using two light sources. *J Prosthet Dent* 96:391–396

- Dagg H, O'Connell B, Claffey N, Byrne D, Gorman C (2004) The influence of some different factors on the accuracy of shade selection. *J Oral Rehabil* 31:900–904
- Della Bona A, Barrett AA, Rosa V, Pinzetta C (2009) Visual and instrumental agreement in dental shade selection: three distinct observer populations and shade matching protocols. *Dent Mater* 25:276–281
- Derdilopoulou FV, Zantner C, Neumann K, Kielbassa AM (2007) Evaluation of visual and spectrophotometric shade analyses: a clinical comparison of 3,758 teeth. *Int J Prosthodont* 20:414–416
- Douglas R (1997) Precision of in vivo colorimetric assessments of teeth. *J Prosthet Dent* 77:464–470
- Douglas R, Brewer JD (1998) Acceptability of shade differences in metal ceramic crowns. *J Prosthet Dent* 79:254–260
- Douglas RD, Steinhauer TJ, Wee AG (2007) Intraoral determination of the tolerance of dentists for perceptibility and acceptability of shade mismatch. *J Prosthet Dent* 97:200–208
- Dozić A, Kleverlaan CJ, El-Zohairy A, Feilzer AJ, Khashayar G (2007) Performance of five commercially available tooth color-measuring devices. *J Prosthodont* 16:93–100
- Ebeid K, Sabet A, Della Bona A (2020) Accuracy and repeatability of different intraoral scanners on shade determination. *J Esthet Restor Dent*:1–5
- Fondriest J (2003) Shade matching in restorative dentistry: the science and strategies. *Int J Periodont Rest* 23:467–480
- Frings S, Müller F (2016) Visuelles System. In: Behrends JC, Bischofberger J, Deutzmann R, Ehmke H, Frings S, Grissmer S, Hoth M, Kurtz A, Leipziger J, Müller F, Pedain C, Rettig J, Wagner C, Wischmeyer E (Hrsg): *Duale Reihe Physiologie*. 3. Aufl. Georg Thieme Verlag, Stuttgart, 2016, S. 623–670
- Gokce HS, Piskin B, Ceyhan D, Gokce SM, Arisan V (2010) Shade matching performance of normal and color vision-deficient dental professionals with standard daylight and tungsten illuminants. *J Prosthet Dent* 103:139–147
- Goldstein GR, Schmitt GW (1993) Repeatability of a specially designed intraoral colorimeter. *J Prosthet Dent* 69:616–619
- Gómez-Polo C, Gómez-Polo M, Celemin-Viñuela A, Martínez Vázquez De Parga JA (2014) Differences between the human eye and the spectrophotometer in the shade matching of tooth colour. *J Dent* 42:742–745
- Gómez-Polo C, Gómez-Polo M, Celemin Viñuela A, Martínez Vázquez De Parga JA (2015) A clinical study relating CIELCH coordinates to the color dimensions of the 3D-Master System in a Spanish population. *J Prosthet Dent* 113:185–190
- Gómez-Polo C, Portillo Muñoz M, Lorenzo Luengo MC, Vicente P, Galindo P, Martín Casado AM (2016) Comparison of the CIELab and CIEDE2000 color difference formulas. *J Prosthet Dent* 115:65–70
- Goodkind RJ, Schwabacher WB (1987) Use of a fiber-optic colorimeter for in vivo color measurements of 2830 anterior teeth. *J Prosthet Dent* 58:535–542
- Gotfredsen K, Gram M, Ben Brahem E, Hosseini M, Petkov M, Sitorovic M (2015) Effectiveness of shade measurements using a scanning and computer software system: a pilot study. *Int J Oral Dent Health* 2/1:1–4
- Grieser D (2013) Das Invarianzprinzip. In: Grieser D (Hrsg): *Mathematisches Problemlösen und Beweisen*. Springer Fachmedien, Wiesbaden, 2013, S. 229–255

- Hack GD, Patzelt S (2015) Evaluation of the accuracy of six intraoral scanning devices: an in-vitro investigation. *ADA Prof Prod Rev* 10:1–5
- Haddad HJ, Jakstat HA, Arnetzl G, Borbely J, Vichi A, Dumfahrt H, Renault P, Corcodel N, Pohlen B, Marada G, Parga JAMV de, Reshad M, Klinke TU, Hannak WB, Paravina RD (2009) Does gender and experience influence shade matching quality? *J Dent* 37 Suppl 1:e40-e44
- Hammad IA (2003) Intrarater repeatability of shade selections with two shade guides. *J Prosthet Dent* 89:50–53
- Hampé-Kautz V, Salehi A, Senger B, Etienne O (2020) A comparative in vivo study of new shade matching procedures. *Int J Comput Dent* 23:317–323
- Haralur SB, Al-Shehri KS, Assiri HM, Al-Qahtani MA (2016) Influence of personality on tooth shade selection. *Int J Esthet Dent* 11:126–137
- Hasegawa A, Ikeda I, Kawaguchi S (2000) Color and translucency of in vivo natural central incisors. *J Prosthet Dent* 83:418–423
- Hassel A (2018) Update zur klinischen Zahnfarbbestimmung. Spitta Verlag. https://www.zmk-aktuell.de/fachgebiete/allgemeine-zahnheilkunde/story/update-zur-klinischen-zahnfarbbestimmung__6071.html. Zugegriffen: 22. Februar 2021
- Hombesh MN, Praveen B, Sinha HV, Prasanna BG, Sachin B, Chandrashekar S (2019) Two years survivability of VITA 3D master shade matching guides after disinfection with isopropyl alcohol: An in vitro study. *J Conserv Dent* 22:275–280
- Huang PY, Masri R, Romberg E, Driscoll CF (2014) The effect of various disinfectants on dental shade guides. *J Prosthet Dent* 112:613–617
- Hugo B, Witzel T, Klaiber B (2005) Comparison of in vivo visual and computer-aided tooth shade determination. *Clin Oral Invest* 9:244–250
- Igiel C, Lehmann KM, Ghinea R, Weyhrauch M, Hangx Y, Scheller H, Paravina RD (2017) Reliability of visual and instrumental color matching. *J Esthet Restor Dent* 29:303–308
- Imatest (2020) Color/Tone and Colorcheck Appendix. https://www.imatest.com/docs/colorcheck_ref/#colorerr. Zugegriffen: 11. Februar 2021
- Internationale Beleuchtungskommission (1990) History of the CIE; 1913 - 1988. CIE Central Bureau, Wien
- Jarad FD, Russell MD, Moss BW (2005) The use of digital imaging for colour matching and communication in restorative dentistry. *Br Dent J* 199:43–49
- Jasinevicius TR, Curd FM, Schilling L, Sadan A (2009) Shade-matching abilities of dental laboratory technicians using a commercial light source. *J Prosthodont* 18:60–63
- Johnston WM, Kao EC (1989) Assessment of appearance match by visual observation and clinical colorimetry. *J Dent Res* 68:819–822
- Joiner A (2004) Tooth colour: a review of the literature. *J Dent* 32 Suppl 1:3–12
- Judeh A, Al-Wahadni A (2009) A comparison between conventional visual and spectrophotometric methods for shade selection. *Quintessence Int* 40:e69-e79
- Karaagaclioglu L, Terzioglu H, Yilmaz B, Yurdukoru B (2010) In vivo and in vitro assessment of an intraoral dental colorimeter. *J Prosthodont* 19:279–285
- Khashayar G, Bain PA, Salari S, Dozic A, Kleverlaan CJ, Feilzer AJ (2014) Perceptibility and acceptability thresholds for colour differences in dentistry. *J Dent* 42:637–644
- Khurana R, Tredwin CJ, Weisbloom M, Moles DR (2007) A clinical evaluation of the individual repeatability of three commercially available colour measuring devices. *Br Dent J* 203:675–680

- Kim-Pusateri S, Brewer JD, Davis EL, Wee AG (2009) Reliability and accuracy of four dental shade-matching devices. *J Prosthet Dent* 101:193–199
- King KA, deRijk WG (2007) Variations of L*a*b* values among Vitapan Classical shade guides. *J Prosthodont* 16:352–356
- Klemetti E, Matela A-M, Haag P, Kononen M (2006) Shade selection performed by novice dental professionals and colorimeter. *J Oral Rehabil* 33:31–35
- Klinke TU, Olms C, Pirek P, Jakstat HA, Hannak WB (2017) Influence of tongue position on the determination of tooth shade. *J Prosthet Dent* 117:289–293
- Knezović D, Zlatarić D, Illeš IŽ, Alajbeg M, Žagar (2015) In vivo and in vitro evaluations of repeatability and accuracy of VITA Easyshade® Advance 4.0 dental shade-matching device. *Acta Stomatol Croat* 49:112–118
- Kuehni RG, Marcus RT (1979) An experiment in visual scaling of small color differences. *Color Res Appl* 4:83–91
- Kupfer P, Hey J, Boeckler A (2012) CAD/CAM aktuell - Möglichkeiten der Datenerfassung und Präzision im Vergleich. *ZWR* 121:172–174
- Lagouvardos PE, Fougia AG, Diamantopoulou SA, Polyzois GL (2009) Repeatability and interdevice reliability of two portable color selection devices in matching and measuring tooth color. *J Prosthet Dent* 101:40–45
- Lasserre J-F, Pop-Ciutrila I-S, Colosi H-A (2011) A comparison between a new visual method of colour matching by intraoral camera and conventional visual and spectrometric methods. *J Dent* 39 Suppl 3:e29-e36
- Lee Y-K, Yoon T-H, Lim B-S, Kim C-W, Powers JM (2002) Effects of colour measuring mode and light source on the colour of shade guides. *J Oral Rehabil* 29:1099–1107
- Lehmann KM, Hellwig E, Wenz H-J (2009) Zahnärztliche Propädeutik; Einführung in die Zahnheilkunde. 11. überarb. und erw. Aufl. Deutscher Zahnärzte Verlag, Köln
- Lehmann KM, Igiel C, Schmidtman I, Scheller H (2010) Four color-measuring devices compared with a spectrophotometric reference system. *J Dent* 38 Suppl 2:e65-e70
- Lehmann KM, Devigus A, Igiel C, Wentaschek S, Azar MS, Scheller H (2011) Repeatability of color-measuring devices. *Eur J Esthet Dent* 6:428–435
- Liberato WF, Barreto IC, Costa PP, Almeida CC de, Pimentel W, Tioffi R (2019) A comparison between visual, intraoral scanner, and spectrophotometer shade matching: A clinical study. *J Prosthet Dent* 121:271–275
- Llena C, Lozano E, Amengual J, Forner L (2011) Reliability of two color selection devices in matching and measuring tooth color. *J Contemp Dent Pract* 12:19–23
- Mehl A, Bosch G, Fischer C, Ender A (2017) In vivo tooth-color measurement with a new 3D intraoral scanning system in comparison to conventional digital and visual color determination methods. *Int J Comput Dent* 20:343–361
- Miller LL (1993) Shade matching. *J Esthet Dent* 5:143–153
- Moussaoui H, El Mdaghri M, Gouma A, Bennani A (2019) Accuracy, repeatability and reproducibility of digital intraoral scanner for shade selection: current status of the literature. *Oral Health Dental Sci* 3:1–6
- Munsell AH (1899 - 1918) Color Diary. https://www.rit.edu/cos/colorscience/ab_munsell_diaries.php. Zugegriffen: 01. Februar 2021
- Munsell AH (1901) Photometer. US Patent 686,827
- Munsell AH (1905) A Color Notation. G. H. Ellis Company, Boston, MA

- Neuhaus KW (2020) Vergrößerungshilfen in der Kariologie. <https://www.zm-online.de/archiv/2020/17/zahnmedizin/vergroesserungshilfen-in-der-kariologie/>. Zugegriffen: 22. Dezember 2020
- O'Brien WJ, Boenke KM, Groh CL (1991) Coverage errors of two shade guides. *Int J Prosthodont* 4:45–50
- O'Brien WJ, Hemmendinger H, Boenke KM, Linger JB, Groh CL (1997) Color distribution of three regions of extracted human teeth. *Dent Mater* 13:179–185
- Odaira C, Itoh S, Ishibashi K (2011) Clinical evaluation of a dental color analysis system: the Crystaleye Spectrophotometer®. *J Prosthodont Res* 55:199–205
- Okubo SR, Kanawati A, Richards MW, Childress S (1998) Evaluation of visual and instrument shade matching. *J Prosthet Dent* 80:642–648
- Olms C, Arnold CH, Setz JM (2009) Effect of surrounding parameters on the reproducibility of intraoral color measurements. *DZZ* 64:616–623
- Olms C, Setz JM (2013) The repeatability of digital shade measurement—a clinical study. *Clin Oral Invest* 17:1161–1166
- Olms C, Haak R, Jakstat HA (2016) Development and implementation of the Clinical Tooth Shade Differentiation Course—an evaluation over 3 years. *GMS J Med Educ* 33:Doc2
- Ontiveros JC, Paravina RD (2009) Color change of vital teeth exposed to bleaching performed with and without supplementary light. *J Dent* 37:840–847
- Park J-H, Lee Y-K, Lim B-S (2006) Influence of illuminants on the color distribution of shade guides. *J Prosthet Dent* 96:402–411
- Paul S, Peter A, Pietrobon N, Hämmerle CHF (2002) Visual and spectrophotometric shade analysis of human teeth. *J Dent Res* 81:578–582
- Ragain Jr JC, Johnston WM (2000) Color acceptance of direct dental restorative materials by human observers. *Color Res Appl* 25:278–285
- Reyes J, Acosta P, Ventura D (2019) Repeatability of the human eye compared to an intraoral scanner in dental shade matching. *Heliyon* 5:e02100
- Rubino M, Garcia JA, Del Barco LJ, Romero J (1994) Colour measurement of human teeth and evaluation of a colour guide. *Color Res Appl* 19:19–22
- Rutkūnas V, Dirsė J, Bilius V (2020) Accuracy of an intraoral digital scanner in tooth color determination. *J Prosthet Dent* 123:322–329
- Ruyter IE, Nilner K, Möller B (1987) Color stability of dental composite resin materials for crown and bridge veneers. *Dent Mater* 3:246–251
- Saleski CG (1972) Color, light, and shade matching. *J Prosthet Dent* 27:263–268
- Sarafianou A, Kamposiora P, Papavasiliou G, Goula H (2012) Matching repeatability and interdevice agreement of 2 intraoral spectrophotometers. *J Prosthet Dent* 107:178–185
- Schuessler Z (2019) Delta E 101. <http://zschuessler.github.io/DeltaE/learn>. Zugegriffen: 30. April 2020
- Schwabacher WB, Goodkind RJ (1990) Three-dimensional color coordinates of natural teeth compared with three shade guides. *J Prosthet Dent* 64:425–431
- Schwabacher WB, Goodkind RJ, Lua M, JR (1994) Interdependence of the hue, value, and chroma in the middle site of anterior human teeth. *J Prosthodont* 3:188–192
- Seghi RR, Hewlett ER, Kim J (1989) Visual and instrumental colorimetric assessments of small color differences on translucent dental porcelain. *J Dent Res* 68:1760–1764

- Setz J, Geis-Gerstorfer J, Weber H (1992) Objective tooth color determination. Error source elimination. *Dent Labor* 40:667-670
- Sharma G, Wu W, Dalal EN (2005) The CIEDE2000 color-difference formula: Implementation notes, supplementary test data, and mathematical observations. *Color Res Appl* 30:21-30
- Shimada K, Kakehashi Y, Matsumura H, Tanoue N (2004) In vivo quantitative evaluation of tooth color with hand-held colorimeter and custom template. *J Prosthet Dent* 91:389-391
- Sikri VK (2010) Color: Implications in dentistry. *J Conserv Dent* 13:249-255
- Soares EJ, Tonani R, Contente MMMG, Arruda CNF, Pires-de-Souza FdCP (2018) Color stability of denture shade tabs is affected by exposure to daylight and decontamination protocols. *Color Res Appl* 43:779-784
- Sproull RC (1973a) Color matching in dentistry. Part I. The three-dimensional nature of color. *J Prosthet Dent* 29:416-424
- Sproull RC (1973b) Color matching in dentistry. Part II. Practical applications of the organization of color. *J Prosthet Dent* 86:458-464
- Strub JR, Türp JC, Witkowski S, Hürzeler MB, Kern M (2004a) Einführende anatomisch-prothetische Grundlagen. In: Strub JR, Türp JC, Witkowski S, Hürzeler MB, Kern M (Hrsg): *Curriculum Prothetik*. 3. Aufl. Quintessenz, Berlin, 2004, S. 63-144
- Strub JR, Türp JC, Witkowski S, Hürzeler MB, Kern M (2004b) Farbe, Farbestimmung und Farbangleichung. In: Strub JR, Türp JC, Witkowski S, Hürzeler MB, Kern M (Hrsg): *Curriculum Prothetik*. 3. Aufl. Quintessenz, Berlin, 2004, S. 505-519
- Theobald AH, Wong BKJ, Quick AN, Thomson WM (2006) The impact of the popular media on cosmetic dentistry. *N Z Dent J* 102:58-63
- Todorović A, Todorović A, Gostović AS, Lazić V, Milicić B, Djurisić S (2013) Reliability of conventional shade guides in teeth color determination. *Vojnosanit Pregl* 70:929-934
- Tsiliagkou A, Diamantopoulou S, Papazoglou E, Kakaboura A (2016) Evaluation of reliability and validity of three dental color-matching devices. *Int J Esthet Dent* 11:110-124
- Tsita V (2013) Der Einfluss einer künstlichen Lichtquelle auf die Qualität der dentalen Farbestimmung. Dissertation, Halle (Saale)
- Tung FF, Goldstein GR, Jang S, Hittelman E (2002) The repeatability of an intraoral dental colorimeter. *J Prosthet Dent* 88:585-590
- Vita Zahnfabrik (2019) Produktinformation Broschüre Nr. 10114 VITA Zahnfarbestimmung (Version 008). <https://www.vita-zahnfabrik.com/de/Farbestimmung-Technician-Solutions-79730,27568,95500.html>. Zugegriffen: 29. November 2020
- Vita Zahnfabrik (2020) Historie. <https://www.vita-zahnfabrik.com/de/Historie-66,810.html>. Zugegriffen: 28. September 2020
- Wasserstein RL, Schirm AL, Lazar NA (2019) Moving to a world beyond “ $p < 0.05$ ”. *Am Stat* 73 Suppl 1:1-19
- Wee AG, Monaghan P, Johnston WM (2002) Variation in color between intended matched shade and fabricated shade of dental porcelain. *J Prosthet Dent* 87:657-666
- Wee AG, Lindsey DT, Kuo S, Johnston WM (2006) Color accuracy of commercial digital cameras for use in dentistry. *Dent Mater* 22:553-559
- Wegner C, Hinz S, Budde N (2018) Implantologie im Studentenkurs; Ein digitaler Workflow verbessert die Kritikfähigkeit und Selbstständigkeit der Studierenden. *ZZI* 34:319-322
- Weyhrauch M, Igiel C, Pabst AM, Wentaschek S, Scheller H, Lehmann KM (2015) Interdevice agreement of eight equivalent dental color measurement devices. *Clin Oral Invest* 19:2309-2318

- Wisotop (2017) Von RGB über XYZ zum Spektralfarbzug. <https://wisotop.de/RGB-Dreieck-CIE-Farbtafel.php>. Zugegriffen: 21. Juni 2021
- Yilmaz B, Karaagaclioglu L (2008) Comparison of visual shade determination and an intra-oral dental colourimeter. *J Oral Rehabil* 35:789–794
- Yilmaz B, Irmak Ö, Yaman BC (2019) Outcomes of visual tooth shade selection performed by operators with different experience. *J Esthet Restor Dent* 31:500–507
- Yoon H-I, Bae J-W, Park J-M, Chun Y-S, Kim M-A, Kim M (2018) A study on possibility of clinical application for color measurements of shade guides using an intraoral digital scanner. *J Prosthodont* 27:670–675
- Yuan JC-C, Brewer JD, Monaco EA, Davis EL (2007) Defining a natural tooth color space based on a 3-dimensional shade system. *J Prosthet Dent* 98:110–119
- Zimmermann M, Mehl A, Mörmann WH, Reich S (2015) Intraoral scanning systems - a current overview. *Int J Comput Dent* 18:101–129
- Zimmermann M (2016) Die digitale Abformung mit dem Intraoralscanner: mehr als nur eine Abformung. https://www.zmk-aktuell.de/fachgebiete/digitale-praxis/story/die-digitale-abformung-mit-dem-intraoralscanner-mehr-als-nur-eine-abformung__3826.html. Zugegriffen: 04. März 2021

8 Thesen

1. Die Farbbestimmung des Trios3 Color Intraoralscanners ergibt klinisch akzeptable Farben.
2. Der Trios3 Color Intraoralscanner ist zur Zahnfarbbestimmung der visuellen Methode sowohl in der Validität als auch in der Reliabilität überlegen.
3. Die Farbmessungen des VITA Easyshade Advance 4.0 und des SpectroShade Micro sind deutlich reliabler als die visuelle Methode.
4. Eine geringe interdevice Übereinstimmung verschiedener, objektiver Zahnfarbbestimmungsgeräte kennzeichnet sich besonders durch L*-Wert Abweichungen als Helligkeitsunterschied.
5. Die Farbmessungen des VITA Easyshade Advance 4.0 stimmen nicht mit denen des SpectroShade Micro überein.
6. In vivo L*a*b*-Messungen weisen durch eine Mehrzahl an Einflussfaktoren schlechtere Ergebnisse auf als in vitro.
7. Eine zusätzliche Beleuchtung bei der Zahnfarbbestimmung mittels Trios3 Color Intraoralscanner führt neben Messproblemen durch Überblendung vermehrt zu helleren Farben, die unter Laborbedingungen gerade eben sichtbar sind.
8. Der Trios3 Color Intraoralscanner erkennt auch feine Unterschiede eines natürlichen Zahnfarbverlaufs.

Anhang

- Tabelle 26: Umrechnungstabelle VITA 3D-Master Farben in L*a*b*-Werte
- Tabelle 27: Literaturvergleich Studiendesign digitaler Farbbestimmung

Tabelle 26: Umrechnungstabelle VITA 3D-Master Farben in L*a*b*-Werte

Legende: Vermessung der 29 Farbschemata des VITA 3D Masters mit dem VITA Easyshade Advance 4.0. Die L*a*b*-Werte sind direkt als arithmetisches Mittel der fünf Einzelmessungen dargestellt. Die Invarianz von ΔE_{76} im L*a*b*-Farbraum bedingt eine gleiche Skalierung der L*, a* und b* Werte (siehe Kapitel 1.2.7).

VITA 3D-Master	L*	a*	b*
0M1	89,6	-0,1	7,1
0M2	84,3	0,3	8,5
0M3	85,7	-0,2	9,7
1M1	81,7	-0,1	11,7
1M2	80,9	-0,6	16,1
2L1,5	77,4	-0,3	15,5
2L2,5	78,1	-0,1	22,6
2M1	79,1	0,8	13,9
2M2	78,3	0,8	19,0
2M3	78,7	1,0	25,4
2R1,5	79,4	1,1	17,1
2R2,5	76,0	1,1	20,1
3L1,5	72,0	1,3	19,4
3L2,5	73,2	1,8	25,4
3M1	72,9	1,8	15,7
3M2	74,5	2,4	22,3
3M3	73,3	2,5	27,5
3R1,5	69,7	2,5	16,9
3R2,5	72,6	3,5	26,0
4L1,5	68,6	2,8	21,3
4L2,5	68,1	3,3	28,5
4M1	68,0	2,7	16,2
4M2	68,9	3,7	24,0
4M3	68,9	4,5	31,2
4R1,5	65,8	4,1	20,1
4R2,5	68,4	4,7	26,6
5M1	63,1	4,1	18,5
5M2	63,9	5,7	27,1
5M3	65,0	7,1	35,3

Tabelle 27: Literaturvergleich Studiendesign digitaler Farbbestimmung

Legende: Zusammenstellung der verschiedenen Untersuchungsaspekte bei digitalen Farbbestimmungsvergleichen. Die Schriftart ist fett markiert bei Unterschieden zu dieser Studie. Zusatzinformation zu den Geräteversionen: Trios Color ist die 2013 eingeführte Farbversion der zweiten Generation, 2015 erschien die 3. Generation Trios3 Color, 2016 erschien Trios3 Mono als kostengünstige, farblose Variante, 2019 folgte die neuste Variante Trios4 (3Shape 2021). VITA Easyshade der ersten Generation kam 2003 auf den Markt, 2008 erschien VITA Easyshade compact, 2013 erschien die vierte Version VITA Easyshade Advance 4.0 und zuletzt 2015 VITA Easyshade V (Lehmann et al. 2010; Vita Zahnfabrik 2020). Das SpectroShade der ersten Generation war anders als das SpectroShade Micro keine Stand Alone Version, sondern benötigte eine permanente Verbindung an einen Computer (Hugo et al. 2005).

Quelle	Geräte und Methoden	Studien- design	Positionierungs- hilfe	Grenzwert Sichtbarkeit in ΔE	Grenzwert klinische Akzeptanz in ΔE	L*a*b* Datenbank / Vergleichsgerät / Auswertung
Blum et al. (2018)	VITA Easyshade Advance 4.0, VITA Easyshade V	In vitro	Ja	1,2	-	Je Gerät eigene Datenbank
Brand et al. (2017)	Visuell, VITA Easyshade Advance 4.0, Trios Color (Abb. zeigt ältere Version)	In vivo	Nein	1 – 3,7	6,8	VITA Easyshade Advance 4.0
Dozić et al. (2007)	ShadeScan, Ikam, IdentaColor II, ShadeEye, VITA Easyshade	In vivo	Nein	1	-	Mittelwert aus ShadeScan, Ikam und VITA Easyshade
Ebeid et al. (2020)	VITA Easyshade V, Trios3 Color, Cerec Omnicam, Cerec Primescan	In vitro	Nein	-	-	Keine L*a*b* Auswertung
Gotfredsen et al. (2015)	Visuell, Trios Color, SpectroShade	In vivo	Nein	-	-	Keine L*a*b* Auswertung; nur Reliabilität
Hampé-Kautz et al. (2020)	Visuell, Rayplicker, Trios3 Color, Cerec Omnicam, VITA Easyshade V	In vivo	-	-	-	VITA Easyshade V
Hugo et al. (2005)	SpectroShade, ShadeVision, Digital Shade Guide DSG4, Visuell	In vivo	Nein	-	-	Keine L*a*b* Auswertung; Mehrheitsfarbe
Igiel et al. (2017)	Visuell, VITA Easyshade Advance 4.0	In vitro	Nein	-	-	Keine L*a*b* Auswertung; nur Reliabilität
Khurana et al. (2007)	VITA Easyshade, SpectroShade Micro, X-Rite ShadeVision	In vivo	Nein	-	-	Je Gerät eigene Datenbank; nur Reliabilität
Kim-Pusateri et al. (2009)	VITA Easyshade, ShadeVision, ShadeScan, SpectroShade (Keine Versionsangabe)	In vitro	Ja	-	-	Keine L*a*b* Auswertung
Lagouvardos et al. (2009)	VITA Easyshade, ShadeEye NCC	In vitro	Ja	2,6	5,5	Je Gerät eigene Datenbank; nur Reliabilität
Lasserre et al. (2011)	Visuell, VITA Easyshade compact, Sopro Shade	In vivo	Nein	-	-	Keine L*a*b* Auswertung; nur Reliabilität

Quelle	Geräte und Methoden	Studien- design	Positionierungs- hilfe	Grenzwert Sichtbarkeit in ΔE	Grenzwert klinische Akzeptanz in ΔE	L*a*b* Datenbank / Vergleichsgerät / Auswertung
Lehmann et al. (2010)	VITA Easyshade, VITA Easyshade compact, DeguDent Shadepilot, X-Rite ShadeVision	In vitro	Nein	-	-	Industrie Spektrofotometer Evolution 600 in LCh Werten
Lehmann et al. (2011)	VITA Easyshade compact, DeguDent Shadepilot, X-Rite ShadeVision	In vivo	Nein	1	3,5	Je Gerät eigene Datenbank; nur Reliabilität
Liberato et al. (2019)	Visuell, Trios Color (keine Versionsangabe), VITA Easyshade Advance 4.0	In vivo	Nein	-	-	Keine L*a*b* Auswertung; nur Reliabilität
Llena et al. (2011)	VITA Easyshade, SpectroShade Micro	In vivo	Ja	2,6	5,5	Je Gerät eigene Datenbank
Mehl et al. (2017)	Visuell, Trios Color (ohne Versionsangabe), SpectroShade, SpectroShade Micro, VITA Easyshade compact, VITA Easyshade Advance 4.0	In vivo	Nein	1	2,7 - 3,7	SpectroShade Micro
Reyes et al. (2019)	Visuell, Trios Color (Abb. zeigt ältere Version)	In Vivo	Nein	--	-	Keine L*a*b* Auswertung, nur Reliabilität
Rutkūnas et al. (2020)	SpectroShade (keine Versionsangabe), Trios3 Color	In vivo	Ja	1	3,7	SpectroShade
Sarafianou et al. (2012)	SpectroShade (keine Versionsangabe), VITA Easyshade	In vivo	Nein	-	-	Keine L*a*b* Auswertung, nur Reliabilität
Tsiliagkou et al. (2016)	VITA Easyshade, SpectroShade (keine Versionsangabe), X-Rite ShadeVision	In vitro	Ja	-	-	SpectroShade
Weyhrauch et al. (2015)	8x VITA Easyshade Advance 4.0	In vitro	Ja	1,8	3,5	Je Gerät eigene Datenbank; nur Reliabilität
Yilmaz et al. (2019)	Visuell, Trios Color (keine Versionsangabe), VITA Easyshade compact	In vivo	Ja	-	-	Keine L*a*b* Auswertung; nur Reliabilität
Yoon et al. (2018)	Trios Color, ShadeEye NCC	In vitro	Nein	1 – 3,7	2,72 - 6,8	L*a*b*-Werte durch Bildauswertung in Photoshop

Erklärungen

(1) Ich erkläre, dass ich mich an keiner anderen Hochschule einem Promotionsverfahren unterzogen bzw. eine Promotion begonnen habe.

(2) Ich erkläre, die Angaben wahrheitsgemäß gemacht und die wissenschaftliche Arbeit an keiner anderen wissenschaftlichen Einrichtung zur Erlangung eines akademischen Grades eingereicht zu haben.

(3) Ich erkläre an Eides statt, dass ich die Arbeit selbstständig und ohne fremde Hilfe verfasst habe. Alle Regeln der guten wissenschaftlichen Praxis wurden eingehalten; es wurden keine anderen als die von mir angegebenen Quellen und Hilfsmittel benutzt und die den benutzten Werken wörtlich oder inhaltlich entnommenen Stellen als solche kenntlich gemacht.

Datum, Unterschrift

Nicolai Budde

Danksagung

Hiermit möchte ich mich ganz herzlich bei Prof. Dr. Jeremias Hey und Prof. em. Dr. Jürgen M. Setz für die Überlassung des Themas und die Möglichkeit der Promotion in der Universitätspoliklinik für Zahnärztliche Prothetik der MLU bedanken.

Weiterhin bedanke ich mich bei PD Dr. Ramona Schweyen, Dr. Christin Arnold und Dr. Christian Wegner, sowie allen anderen Kollegen/-innen der Abteilung für die unermüdliche Unterstützung und stete Hilfsbereitschaft.

Besonderer Dank geht an apl. Prof. Dr. Andreas Wienke für die außerordentliche Beratung der statistischen Auswertung.

Für die Unterstützung der Durchführung der Messungen und bei zahntechnischen Belangen des Versuchsaufbaus bedanke ich mich bei Dr. Sebastian Hinz, Elke Rückmann, Andreas Schmidt, Frank Siebert und Karola Zaworski. Mein weiterer Dank geht an die Studierenden, die an der Studie teilgenommen haben.

Ich bedanke mich bei Zfx GmbH (Dachau, Deutschland) für die Bereitstellung des Leihgerätes SpectroShade Micro.

Zu guter Letzt geht mein Dank an meine Familie für die unerlässliche Motivation, Ausdauer und steten Rückhalt.