

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

Einfluss verschiedener Stumpffarben auf die Farbrealisation CAD/CAM gefertigter  
Lithiumdisilikat Frontzahnkronen unter Anwendung von Variolink® Esthetic

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

Vorgelegt von

Greta Ruth Persohn-Lösel  
aus Kirchheimbolanden

Erpolzheim, 2022

Wissenschaftlicher Vorstand:

Univ.-Prof. Dr. U. Förstermann

1. Gutachter:

[REDACTED]

2. Gutachter:

[REDACTED]

Tag der Promotion:

19. April 2023

Für meine Familie

# Inhaltsverzeichnis

Abkürzungsverzeichnis .....	I
Abbildungsverzeichnis.....	III
Tabellenverzeichnis.....	IV
1. Einleitung.....	5
2. Literaturdiskussion .....	6
2.1. <i>Kronen im ästhetisch anspruchsvollen Frontzahnggebiet</i> .....	6
2.1.1. Einzelkronen Indikation.....	6
2.1.2. Vollkeramiksysteme .....	6
2.1.3. Auswahl des Materials .....	11
2.1.4. Klinische Bewährung .....	13
2.2. <i>Farbmetrik</i> .....	16
2.2.1. Das Farbordnungssystem nach Munsell .....	16
2.2.2. Das CIE L*a*b* Farbsystem.....	18
2.3. <i>Stellenwert der Farbe in der Zahnmedizin</i> .....	20
2.3.1. Zahnfarbenbestimmung und Kommunikation .....	20
2.3.1.1. Die visuelle Zahnfarbenbestimmung .....	22
2.3.1.2. Die instrumentelle Zahnfarbenbestimmung .....	25
2.3.2. Reproduktion der Zahnfarbe .....	27
3. Material.....	32
3.1. Aufbau Modell .....	32
3.2. Herstellung der Kronen .....	35
3.3. Try-In Pasten.....	40
3.4. Farbmessgerät.....	41
4. Methoden .....	43
4.1. Versuchsaufbau .....	43
4.2. Spektralphotometrische Analyse.....	43
4.3. Statistische Auswertung .....	45
5. Ergebnisse .....	48
5.1. Übergeordneter Parameter: Keramikstärke 2,0 mm.....	48
5.2. Übergeordneter Parameter: Keramikfarbe A1.....	49
5.3. Übergeordneter Parameter: Try-In Paste: neutral .....	51

5.4. Übergeordneter Parameter: Stumpffarbe 1M1 .....	52
6. Diskussion .....	53
6.1. Methodendiskussion/Versuchsaufbau.....	53
6.2. Ergebnisdiskussion .....	56
6.2.1. Einfluss der Keramikstärke .....	56
6.2.2. Einfluss der Keramikfarbe .....	59
6.2.3. Einfluss der Farbe des Befestigungsmaterials .....	60
6.2.4. Einfluss der Stumpffarbe.....	64
7. Zusammenfassung .....	66
8. Literaturverzeichnis .....	68
9. Lizenzen/Copyright.....	78
10. Danksagung .....	79
11. Lebenslauf .....	80

## Abkürzungsverzeichnis

<	kleiner
>	größer
°	Grad
=	gleich
%	Prozent
3D	dreidimensional
µm	Mikrometer
AG	Aktiengesellschaft
bzw.	beziehungsweise
bspw.	beispielsweise
CAD	computer-aided design
CAM	computer-aided manufacturing
CCD	charge-coupled device
CIE	Commission Internationale de l'Éclairage
cm	Zentimeter
CMOS	Complementary Metal Oxide Semiconductor
et al.	et alii
GmbH	Gesellschaft mit beschränkter Haftung
HT	high translucent
Inc.	Incorporated
K	Kelvin

KG	Kommanditgesellschaft
LED	Light emitting-diode
LT	low translucent
ml	Milliliter
mm	Millimeter
mm <sup>2</sup>	Millimeter zum Quadrat
MPa	Megapascal
nm	Nanometer
PC	Personal Computer
RGB	Rot, Grün, Blau
USA	United States of America
USB	Universal Serial Bus
z. B.	zum Beispiel

## Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1: Keramiksysteme: Übersicht und Beispiele. ....	10
Abbildung 2: Das Farbordnungssystem nach Munsell. ....	17
Abbildung 3: Die CIE Normfarbtafel. ....	19
Abbildung 4: Das CIE L*a*b* Farbmodell. ....	19
Abbildung 5: VITA classical A1-D4® Farbskala. ....	22
Abbildung 6: VITA Toothguide 3D-MASTER®. ....	23
Abbildung 7: Chromascop Farbschlüssel. ....	24
Abbildung 8: Modellkoffer mit Legende. ....	33
Abbildung 9: Modell mit Stumpfreplika I. ....	34
Abbildung 10: Modell mit Stumpfreplika II. ....	35
Abbildung 11: Cerec MC XL mit geöffneter Schleifkammer. ....	37
Abbildung 12: Programat EP 5000. ....	39
Abbildung 13: Kronenstärken 1,0 mm, 1,5 mm, 2,0 mm. ....	39
Abbildung 14: e.max Kronen unterschiedlicher Keramikfarben. ....	39
Abbildung 15: Variolink® Esthetic Try-In Pasten in fünf verschiedenen Nuancen. ....	41
Abbildung 16: VITA Easyshade® Advance 4.0 in einer Lichtkammer. ....	42
Abbildung 17: Box-Whisker-Plot Keramikstärke. ....	48
Abbildung 18: Box-Whisker-Plot Keramikfarbe. ....	49
Abbildung 19: Box-Whisker-Plot Farbe des Befestigungsmaterials. ....	51
Abbildung 20: Box-Whisker-Plot Stumpffarbe. ....	52



## Tabellenverzeichnis

Tabelle 1: Codierung der Messparameter.....	45
---	----

## 1. Einleitung

Die ästhetische Zahnmedizin nimmt in der heutigen Welt einen immer höheren Stellenwert ein. Jeder Mensch wird täglich mit verschiedenen Schönheitsidealen, insbesondere durch die Medien, konfrontiert. Aus diesem Grund ist der Wunsch nach Zähnen oder dentalen Restaurationen, die den heutigen ästhetischen Richtlinien entsprechen, groß. Nicht nur die Form der Zähne ist entscheidend für die eigene und gesellschaftliche Akzeptanz, auch Transluzenz, Größe, Zahnstellung und verschiedene Farbeffekte sorgen für ein natürliches Gesamtergebnis [1]. Dabei ist die Zahnfarbe eine der wichtigsten Kriterien für die Beurteilung eines ästhetischen Lächelns [2]. Viele Patienten, die eine Restauration aus Metallkeramik im Frontzahnbereich tragen, sind sich bewusst, dass eine Farbdiskrepanz zum natürlichen Nachbarzahn besteht [3]. Aus diesem Grund suchen einige Patienten die zahnärztliche Praxis auf, um die Optik ihrer Zähne verbessern zu lassen [4]. Die moderne Zahnheilkunde bietet eine Vielzahl keramischer Systeme, die zur Imitation der eigenen Zähne geeignet sind. Der Vorteil heutiger Keramiken liegt unter anderem in ihren Reflektionseigenschaften, die ähnlich eines natürlichen Zahns wirken. Auch Faktoren wie Transparenz, Opaleszenz und Fluoreszenz der Keramiken sorgen für eine stimmige Farbrealisation [5]. Lithiumdisilikatkeramiken zeichnen sich durch hervorragende optische Eigenschaften aus. Durch ihre hohe Transluzenz lässt sich ein natürlicher Zahn leicht nachbilden. Aus diesem Grund gehören die monolithischen Lithiumdisilikatkeramiken im Frontzahnbereich zu den beliebtesten Materialien [6]. Ein weiteres Kriterium für die Bedeutsamkeit keramischer Zahnersatzmaterialien aus Lithiumdisilikat liegt in der einfachen und schnellen Herstellung mittels CAD/CAM Technik [7]. Trotz der hervorragenden optischen Eigenschaften können sich durch die Transluzenz Probleme bezüglich der Reproduktion der korrekten Zahnfarbe ergeben, da darunterliegende Strukturen nicht mehr ausreichend maskiert werden können [8]. Ziel dieser In-vitro-Studie ist es, den Einfluss der einzelnen Faktoren Keramikstärke, Keramikfarbe, Farbe des Befestigungsmaterials und Farbe des Zahnstumpfes auf die Farbrealisation des monolithischen IPS e.max CAD Keramiksystems zur Versorgung von Einzelzahnrestorationen zu untersuchen und mit seinen klinischen Konsequenzen zu bewerten.

## 2. Literaturdiskussion

### 2.1. Kronen im ästhetisch anspruchsvollen Frontzahnggebiet

#### 2.1.1. Einzelkronen Indikation

Besonders im Frontzahnggebiet liegt das besondere Augenmerk auf der Ästhetik. Jeder Patient wünscht sich einen Zahnersatz, der möglichst natürlich wirkt. Zähne, die nicht mehr durch einfache Füllungen oder Veneers versorgt werden können, wie zum Beispiel bei großen kariösen Läsionen, starken Verfärbungen oder bei nicht mehr vorhandener oder minderwertiger Zahnhartsubstanz, sollten durch eine Krone zirkulär geschützt werden. Zudem fehlt bei zu überkronenden Zähnen meist der Zahnschmelz, sodass das anfällige Dentin frei liegt. Zum Schutz oder „Ersatz“ des Schmelzes muss ein Zahn mit einer Krone versorgt werden [1]. Auch eine Änderung der Zahnstellung oder ein Lückenschluss können Indikationen darstellen [9]. Sollte die vertikale Kieferrelation durch bspw. Bruxismus zu niedrig geworden sein, kann durch Herstellung von Kronen im Seitenzahnbereich eine Anpassung der Kieferrelation stattfinden. Auch bei beschädigten Zahnstrukturen durch angeborene Zahnhartsubstanzbildungsstörungen wie z. B. Dentinogenesis imperfecta, lässt sich eine Indikation stellen [10]. Endodontisch behandelte Zähne sollten ebenfalls aufgrund der erhöhten Frakturgefahr zeitnah überkront werden [11].

#### 2.1.2. Vollkeramiksysteme

Die Geschichte der Keramik in der Zahnmedizin geht weit zurück bis ins 18. Jahrhundert. So stellte bereits im Jahr 1774 ein Zahnarzt aus Paris eine komplette Prothese aus Keramik für einen Apotheker her [12]. Mitte der 1960er Jahre wurden Metallkeramikronen bekannt als Alternative zu Porzellan Jacketkronen und Kronen aus Goldlegierungen [13]. In der heutigen Zeit gehören Keramiken zum Standard in der Zahnarztpraxis.

Dentale Keramiken lassen sich grob unterteilen in Silikat-/Glaskeramiken und Oxidkeramiken. Glaskeramiken werden in einer Glasschmelze aus Quarz, Kaolin und Feldspat gefertigt. Nach Wärmebehandlung und durch kristallbildende Zusätze entstehen die Silikatkeramiken. Gibt man bspw. Lithium und andere Zusätze hinzu, entstehen die Lithiumdisilikatkeramiken, welche andere, bessere mechanische Eigenschaften aufweisen als Keramiken, denen Leuzit oder Feldspat hinzugefügt wurden [14]. Im Jahr 1998 wurde Lithiumdisilikat als Dentalkeramik bekannt und wurde als das IPS Empress<sup>®</sup>2- System von Ivoclar Vivadent (Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein) vorgestellt. Es ist die zweite Generation von hitzegepresster Keramik und enthält Lithiumdisilikat als Hauptteil der kristallinen Phase [15, 16]. Die Herstellung des IPS Empress<sup>®</sup>2- Systems ist sowohl durch eine Presstechnik als auch durch Fräsung möglich. Um die Festigkeit und Überlebensdauer zu erhöhen, sollte das Material angeätzt und adhäsiv befestigt werden, wodurch sich eine Biegefestigkeit von 300-400 MPa erreichen und sich bei einer 3-gliedrigen Brücke ein Zahn bis zum zweiten Prämolaren ersetzen lässt [17, 18]. Weitere Indikationen zur Verwendung von IPS Empress<sup>®</sup>2 im klinischen Alltag sind Veneers, Inlays, Onlays und Kronen [15, 19]. Im Jahr 2005 wurde IPS Empress<sup>®</sup>2 in optimierter Form abgelöst von dem IPS e.max System von Ivoclar Vivadent (Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein) [20]. Auch hier handelt es sich um eine Glaskeramik aus Lithiumdisilikat, allerdings verbessert in seinen physikalischen Eigenschaften und seiner Transluzenz, ermöglicht durch einen veränderten Brennvorgang [21]. Das System ist in zwei Formen erhältlich: gepresst (IPS e.max Press) oder als teilweise kristallisierter Keramikrohling für computer-aided design und computer-aided manufacturing (CAD/CAM). Anders als das Vorgängersystem kann dieses monolithisch genutzt werden [14, 15]. E.max Kronen erreichen laut Herstellerangaben sogar Biegefestigkeiten bis 500 MPa. Die blauen Rohlinge sind in vielen verschiedenen Größen und Farben bzw. Transluzenzen erhältlich, um eine große Auswahl in der ästhetischen Zahnmedizin zu schaffen. Aus dieser Auswahl heraus ergeben sich einige Anwendungsbereiche: Eine Keramik mit hoher Transluzenz wird z. B. für Veneers empfohlen, wohingegen LT (low translucent) Rohlinge auch für Hybrid-Abutment-Kronen genutzt werden können, da eine Maskierung des Abutments erreicht werden kann. Um ein noch besseres optisches Ergebnis zu erzielen, kann die fertige Krone durch die Mal- oder Cut-Back-Technik bearbeitet werden [22].

Das keramische Vorgängersystem von IPS Empress<sup>®2</sup>, IPS Empress<sup>®</sup> (Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein), ist eine leuzitverstärkte Glaskeramik, die allerdings stark limitiert nur im Frontzahnbereich als Einzelkrone eingesetzt werden sollte [20]. Dies liegt an der geringen Biegefestigkeit von 182 MPa, wodurch sich ein eingeschränkter Indikationsbereich dieser hochtransluzenten Keramik in Form von Inlays, Onlays und Veneers ergibt [23]. 1991 kam das VITABLOCS<sup>®</sup> Mark II System (VITA Zahnfabrik H. Rauter GmbH & Co. KG, Bad Säckingen, Deutschland) auf den Markt, eine aus Feldspat bestehende Keramik. Zusammengesetzt aus 60-64 % Siliziumdioxid und 20-23 % Aluminiumoxid kann sie durch vorangehendes Ätzen adhäsiv befestigt werden. VITABLOCS<sup>®</sup> Mark II Rohlinge sind monochromatisch und in vielen verschiedenen Farbtönen erhältlich, wie den VITA classical A1-D4<sup>®</sup>- und VITA Toothguide 3D-MASTER<sup>®</sup> Farben, aber auch Bleached Rohlinge sind in der Reihe enthalten. Ein weiteres, zu den Feldspatkeramiken gehörendes, System sind die VITABLOCS<sup>®</sup> TriLuxe Rohlinge (VITA Zahnfabrik H. Rauter GmbH & Co. KG, Bad Säckingen, Deutschland), die, wie der Name schon sagt, aus drei verschiedenen Tönen bestehen. Dies ermöglicht die Imitation eines natürlichen Farbverlaufs: Das innere Drittel bildet die opake Phase, das mittlere ist neutral und das äußere Drittel bildet den transluzenten Teilbereich [20].

Oxidkeramiken bestehen chemisch gesehen aus Zirkondioxid, Aluminiumoxid, Magnesiumoxid und deren Mischungen. McLean und Hughes fügten einer Feldspatkeramik hochreines Aluminium hinzu, um deren Matrix zu verstärken [24], hierdurch wurden signifikante Verbesserungen der mechanischen Eigenschaften erreicht [25]. Das Aluminiumoxidgerüst wird verblendet mit einer Feldspatkeramik, um Biegefestigkeit und Ästhetik zu vereinen [26]. VITA In-Ceram Alumina (VITA Zahnfabrik H. Rauter GmbH & Co. KG, Bad Säckingen, Deutschland) wurde von VITA im Jahr 1989 vorgestellt und war das erste keramische System, das für Einzelkronen und 3-gliedrigen Zahnersatz eingesetzt werden konnte [20], ermöglicht durch Biegefestigkeiten von 236-600 MPa [17]. Eine weitere, Aluminiumoxid beinhaltende Keramik ist In-Ceram<sup>®</sup> Spinell (VITA Zahnfabrik H. Rauter GmbH & Co. KG, Bad Säckingen, Deutschland), welche eine glasinfiltrierte Spinellkeramik mit dem Zusatz von Magnesium ist. Dadurch lassen sich bessere optische Eigenschaften als bei dem VITA In-Ceram Alumina System erreichen, allerdings mit Einbußen der Belastbarkeit. Beide Systeme sind verwendbar für Einzelkronen, Inlays und Onlays und im

Frontzahnbereich für festsitzende Restaurationen [26]. Zirkondioxide gehören zu den Hochleistungskeramiken. Bei der Herstellung durch Zugabe von Borid, Carbid, Nitrid, Silicid, Titanat und Yttrium können extreme mechanische Eigenschaften erzielt werden. Ein Beispiel hierfür ist das Procera® System von Nobel Biocare (Nobel Biocare Deutschland GmbH, Köln, Deutschland). Es lassen sich hochstabile Abutments, Brücken und Kronenkäppchen aus Zirkondioxid herstellen. Das weißlich aussehende Gerüst wird anschließend verblendet mit zahnfarbenen Glaskeramiken [27]. IPS e.max ZirCAD (Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein) sorgt mit einer Biegefestigkeit von 850-1200 MPa für eine sehr hohe Stabilität. Das Sortiment bietet eine Vielfalt an Möglichkeiten zur Versorgung, von der Einzelkrone bis zur 14-gliedrigen Brücke und kann aufgrund guter ästhetischer Eigenschaften auch monolithisch eingesetzt werden [28]. Abbildung 1 stellt eine kurze Übersicht über die Keramiksysteme dar.

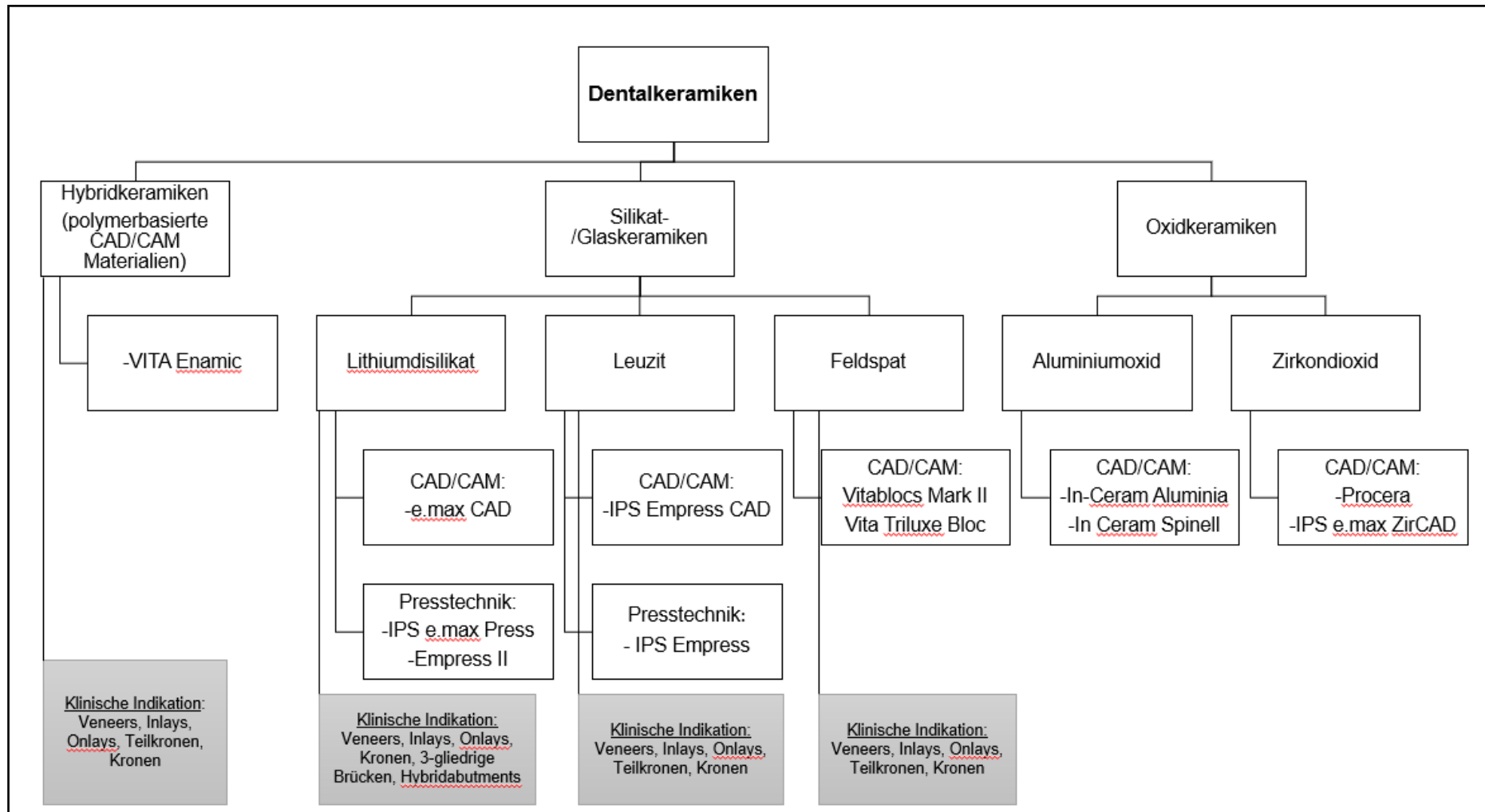


Abbildung 1: Keramiksysteeme: Übersicht und Beispiele.

### 2.1.3. Auswahl des Materials

In den letzten Jahren ist die Entwicklung hinsichtlich der Materialenauswahl zur Versorgung von Zähnen stark vorangegangen [20]. Der Werkstoff Keramik in der Zahnmedizin ist besonders geeignet durch seine Eigenschaften der Ästhetik, Biokompatibilität, Resistenz gegenüber Biodegradation und geringen Plaqueakkumulation [29, 30]. Die Auswahl des Materials stellt einen wichtigen Punkt in Sachen Kosmetik dar und entscheidet über die Langzeitprognose. Faktoren, welche die Materialauswahl beeinflussen sind Zahnlokalisierung, Ästhetik, der Patientenwunsch, mastikatorische Eigenschaften und die Kosten [6]. Metallkeramikkronen stellen nach wie vor den Goldstandard in der Zahnmedizin aufgrund ihrer sehr guten Überlebenswahrscheinlichkeit dar [31]. Befindet sich die Versorgung mit Metallkeramikkronen im Frontzahnbereich kann allerdings die Ästhetik stark eingeschränkt werden, falls es zum Chipping kommt. Dies ist mit einer Rate von durchschnittlich jährlich 0,53 % der Fall [32]. Das graue Metallgerüst macht es ebenfalls sehr schwierig einen natürlichen Zahn zu imitieren, wenn die Platzverhältnisse für eine Rekonstruktion gering sind. Ein weiteres Problem stellt die durch Reflexion des Metallgerüsts und die der opaken Verblendung auftretende Blaufärbung der marginalen Gingiva dar [31, 33, 34]. Die heutigen Verblendkeramiken sind das Ergebnis jahrzehntelanger Entwicklung und ermöglichen gute ästhetische Ergebnisse, da sie das Metallgerüst sehr gut maskieren können. Trotzdem sind Vollkeramiken den heutigen Metallkeramikkronen hinsichtlich der ästhetischen Eigenschaften überlegen [35]. Monolithisch hergestellte Keramikkronen können den Nachteil des Chippings und der unnatürlichen Reflexion umgehen [36]. Diese monolithisch oder durch Presskeramik hergestellten Kronen bestehen nur aus einer Schicht. Andere Dentalkeramiken bestehen aus der Kombination einer ästhetischen Verblendkeramik und einem Keramikgerüst, welches eine hohe Biegefestigkeit aufweist. Kombinierte Keramiken eignen sich besonders für komplexe, große Rekonstruktionen der Zahnhartsubstanz [37]. Dentalkeramiken kann man ebenfalls unterteilen in Silikat- und Oxidkeramiken. Diese unterscheiden sich hinsichtlich ihrer Optik, aber auch der Belastbarkeit und damit ihres Anwendungsgebietes. Welches Material sich am besten eignet müssen Zahnärzte und Zahntechniker in Zusammenarbeit entscheiden [6]. Gegenwärtig sind zwei der beliebtesten



keramischen Restaurationsmaterialien Lithiumdisilikat und Zirkondioxid, wobei letzteres weniger transluzent ist, dafür aber härtere mechanische Eigenschaften aufweist [15]. Im Frontzahnbereich sind die beliebtesten Materialien Lithiumdisilikat (54 %), Zirkondioxid (verblendet, 17 %) und Leuzit verstärkte Glaskeramiken (13 %). Im posterioren Bereich sind Zirkondioxid (32 %), Metallkeramik (31 %) und Lithiumdisilikat (21 %) die am häufigsten verwendeten Keramiken [6].

Der hohe Stellenwert von Lithiumdisilikat in der heutigen Zahnmedizin lässt sich dadurch begründen, dass sich die Keramik durch sehr gute optische Eigenschaften auszeichnet. Durch ihre Transluzenz lässt sich ein natürlicher Zahn leicht imitieren. Zu den Vorteilen zählt ebenfalls, dass Lithiumdisilikat zu den oben genannten monolithischen Keramiken gehört, was wiederum das Frakturrisiko verringert. Mithilfe der CAD/CAM Technik und Cerec (Dentsply Sirona Deutschland GmbH, Bensheim, Deutschland) gelingt die Herstellung von Einzelkronen chairside in einer Sitzung in der eigenen Praxis. Dadurch wird nur einmalig eine Lokalanästhesie benötigt, das zahntechnische Labor muss nicht kontaktiert werden und der Einsatz eines Provisoriums und dessen Nachteile (Bruch und Verlust) sind nicht mehr notwendig bzw. existent [7, 38]. Auch konventionelle Abdrücke sind durch einen intraoralen Scan der Präparation nicht notwendig. Hierbei ist jedoch anzumerken, dass die chairside Herstellung von Restaurationen nur möglich ist, sofern der Präparationsrand durch das optische Erfassungssystem auch erfasst werden kann. Bei der mit Leuzit verstärkten Glaskeramik ergeben sich weitere Anwendungseinschränkungen. Durch ausgezeichnete optische Eigenschaften aber einer sehr hohen Frakturanfälligkeit sollte der Einsatz von Leuzit Einzelkronen auf den Frontzahnbereich beschränkt sein [6]. Ebenfalls hervorragende ästhetische Eigenschaften werden von Feldspatkeramiken erzielt [39]. Sie eignen sich besonders für den Anwendungsbereich der Verblendkeramik und Inlays oder Onlays [40]. Oxidkeramiken hingegen, wie z. B. Zirkon, bilden ein hochfestes Gerüst, ohne grau zu wirken im Gegensatz zum Gerüst einer Metallkeramikkrone [41]. Im Seitenzahnbereich besteht die Möglichkeit Einzelkronen aus monolithisch hergestelltem Zirkondioxid einzusetzen. Die Ästhetik rückt an dieser Stelle in den Hintergrund. Allerdings ist auf die Gegenbezahnung zu achten, da es zu Problemen mit dem antagonistischen Zahnschmelz durch die hohe Festigkeit der Keramik kommen kann [16, 27].

Zur Frage der Indikation für eine Vollkeramikkrone sollte auch die Art der Präparationsmöglichkeit nicht außer Acht gelassen werden. Bei Vollkeramikrestorationen kommt es durch die zirkuläre Präparation des Zahnes zu einem Abtrag von 67,5-72,3 % der Zahnhartsubstanz [42]. In der Literatur wird beschrieben, dass ein Substanzabtrag von 1-1,5 mm zirkulär ausreichend ist. Im Vergleich dazu benötigt man bei Metallkeramikkrone einen höheren Abtrag, da das Metall durch die Keramik maskiert werden soll. Somit ist vor der Präparation auf ein ausreichendes Platzangebot zu achten, sollte eine Metallkeramikkrone eingesetzt werden. In seltenen Fällen soll bei Keramiken sogar ein Substanzabtrag von 0,6-0,8 mm ausreichend sein [43]. Durch diese substanzschonende Präparation lassen sich Pulpairritationen in vielen Fällen vermeiden [17].

#### 2.1.4. Klinische Bewährung

Zahlreiche Studien beschäftigen sich mit der Überlebenswahrscheinlichkeit verschiedener Keramiksysteme. Oft findet ein Vergleich mit dem Goldstandard in der Zahnmedizin, den Metallkeramikkrone, statt. Die Beobachtungszeiträume unterscheiden sich hierbei allerdings stark. Nicht nur die Überlebensrate, auch die Komplikationsrate ist ein essentieller Faktor für den täglichen klinischen Gebrauch. Unterscheiden muss man die biologischen von den technischen Komplikationen.

Zu den letzteren Komplikationen zählen Frakturen des Metallgerüsts, der Keramik, das Abplatzen der Keramik (Chipping), Diskoloration am Kronenrand, Retentionsverlust und eine schlechte Ästhetik. Die häufigste technische Komplikation, die bei Metallkeramikkrone auftreten kann, ist das Chipping mit einer 5-Jahres-Rate von 2,6 % [32]. Bei den Vollkeramikkrone tritt das Chipping am häufigsten bei Aluminiumoxid und Zirkondioxid basierten Einzelkrone auf. Während es bei Metallkeramikkrone nur in 0,03 % der Fälle innerhalb von fünf Jahren zu einer Gerüstfraktur kommt, ist die Wahrscheinlichkeit für diese technische Komplikation bei Vollkeramikkrone deutlich erhöht. Je stabiler eine Keramik von der Grundstruktur her ist, desto seltener tritt dieses Ereignis auf. So liegt die Frakturrate bei früh entwickelten Feldspat- oder Siliziumdioxid basierten Krone innerhalb von fünf Jahren bei 6,7 %.

Für Leuzit oder Lithiumdisilikat Einzelkronen liegt die Wahrscheinlichkeit noch bei 2,3 % und bei Zirkondioxid basierten Einzelkronen nur noch bei 0,4 % [32].

Die drei häufigsten Frakturstellen bei Vollkeramikkkronen sind die inzisalen Ecken bei anterioren Kronen, gefolgt von dem distalen Kronenrand und funktionellen Kauhöckern. Zudem kam es statistisch signifikant häufiger zu Frakturen, wenn der Antagonist eine Metall- oder Metallkeramikkrone war [44]. Ob eine Ursache für den Retentionsverlust eine Befestigung mit Glasionomermörtel oder eine adhäsive Befestigung war, machte keinen statistisch signifikanten Unterschied [31]. Misserfolge bei der Arbeit mit Keramiken können auch in der Höhe der klinischen Krone liegen. Eine reduzierte interokklusale Distanz, ein kieferorthopädisch tiefer Biss, elongierte Zähne im Gegenkiefer oder Bruxismus können ebenfalls den klinischen Erfolg verringern [17, 45].

Vergleicht man nun allgemein die 5-Jahres-Überlebensrate von Metall- und Vollkeramikkkronen, so zeigten Pjetursson et al. in einem systematischen Review Überlebensraten bei Keramikkkronen von 93,3 % und Metallkeramikkkronen von 95,6 % auf. Im Frontzahnbereich ergaben sich ähnliche Überlebensraten im Vergleich beider Systeme. Gesinterte Aluminiumkeramikkkronen hatten im Bereich der Vollkeramiksysteme die höchste 5-Jahres-Überlebensrate (94,9 %) [34]. Eine weitere Studie belegt, dass die mittlere Haltbarkeit von Vollkeramikkkronen im Einsatzbereich von Einzelkronen im Mittel 6,1 Jahre beträgt. Nach zehn Jahren waren noch 92,8 % der Vollkeramikkkronen im Einsatz [44]. Untersucht man nun den Zusammenhang zwischen der klinischen Bewährung und der Lokalisation der Einzelkrone, so zeigten sich einige technische Komplikationen. Der häufigste Grund, der zum Austausch einer Krone führte, war eine Fraktur der Keramik im hinteren Seitenzahnbereich [44]. Der Einsatz keramischer Einzelkronen im Bereich der Molaren führte nach fünf Jahren zu einer signifikant höheren Frakturnrate (8,1 %) als bei Verwendung im Bereich der Prämolaren (3,0 %) [46]. Wang et al. errechneten eine Frakturnrate von 4,4 % nach fünf Jahren, unabhängig vom Keramiksystem. Auch diese Studie zeigt eine niedrigere Verlustrate im posterioren Bereich (5,4 %) im Gegensatz zum Frontzahnbereich (3,0 %) [46]. Aufgrund der materiellen Eigenschaften der einzelnen Keramiksysteme kommt es zu unterschiedlichen 5-Jahres-Überlebensraten. Bei Feldspat verstärkten Einzelkronen waren 90,7 % der Kronen noch im Einsatz. Dagegen wiesen Leuzit- oder Lithiumdisilikatkkronen 5-Jahres-Überlebensraten von 96,6 % auf [16]. Vergleicht man

nun die Überlebenszeiten anhand des Einsatzgebietes, zeigen ebenfalls Feldspatkeramikkkronen eine signifikant höhere Misserfolgsrate. Kein signifikanter Unterschied zeigte sich bei der Verwendung von Leuzit- oder Lithiumdisilikatkronen, bzw. Aluminiumoxid und Zirkondioxid basierten Keramikkkronen [16]. Rauch et al. untersuchten speziell die Überlebenswahrscheinlichkeit von Lithiumdisilikat Einzelkronen über einen Zeitraum von zehn Jahren: Auch nach dieser Zeit lag die Erfolgswahrscheinlichkeit bei 83,5 %, die für Metallkeramikkkronen bei 95,9-97,1 % [36, 47, 48]. In einer weiteren Studie mit einem Beobachtungszeitraum von zehn Jahren lag die Erfolgswahrscheinlichkeit bei 95,5 %. Hierbei wurden von 261 untersuchten IPS Empress® 2 Kronen vier durch Chipping beschädigt, sowie zwei Kronen durch eine Fraktur [49]. Innerhalb eines Untersuchungszeitraums von neun Jahren gab es bei mit Lithiumdisilikat verstärkten Keramiken keine statistisch signifikant höhere Komplikationsrate im anterioren oder posterioren Bereich [50]. Gehrt et al. konnten ebenfalls keinen signifikanten Unterschied zwischen den verschiedenen Lokalisationen erkennen. Nach fünf Jahren waren 97,4 % und nach acht Jahren 94,8 % der Kronen unbeschädigt [31].

Eine weitere technische Komplikation stellt die marginale Diskoloration dar. Hier lassen sich in der Literatur gegensätzliche Komplikationsraten finden. Charles et al. ermittelten eine marginale Diskoloration bei Kronen, die ein Metallgerüst enthielten, von 18 % [51]. Sailer et al. hingegen ermittelten als 5-Jahres-Komplikation für Metallkeramikkkronen eine geringere Wahrscheinlichkeit (1,8 %) als für Lithiumdisilikatkronen (2,3 %). Aluminiumoxid und Zirkondioxid basierte Kronen zeigten diesbezüglich mit 0 % die geringste Komplikationsrate auf [32].

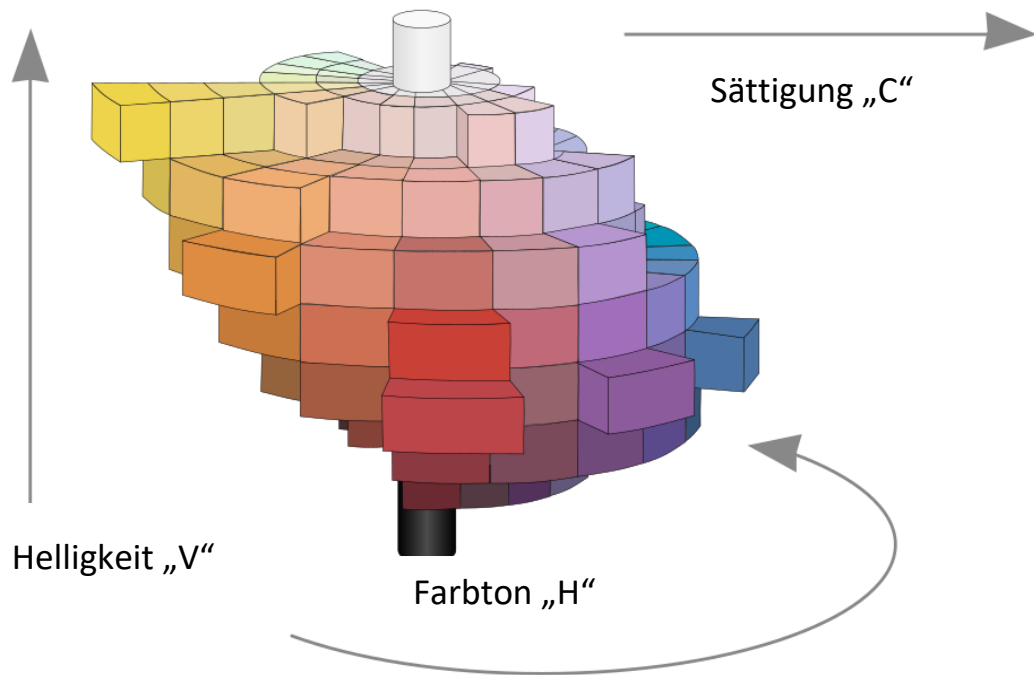
Zu den biologischen Komplikationen zählen der Verlust der Vitalität des Restaurationszahnes, die Fraktur dieses Zahnes und Sekundärkaries. Bei Zähnen, die mit Metallkeramikkkronen versorgt wurden, ist die häufigste biologische Komplikation eine auftretende Avitalität. Nach fünf Jahren trat dies in 1,8 % der Fälle auf. Seltener kam dieses Ereignis bei Leuzit- oder Lithiumdisilikatkronen, bzw. glasinfiltrierten Aluminiumkronen vor. Ebenfalls häufiger vorkommend als bei Zähnen, die mit Vollkeramikkkronen versorgt waren, war die Fraktur des Zahnes bei einer Versorgung mit einer Metallkeramikkrone (nach fünf Jahren 1,2 %). In 1 % der Fälle kam es bei Metallkeramikkkronen zu einer Sekundärkaries nach fünf Jahren. Ähnlich wahrscheinlich ist das Auftreten dieser Komplikation bei mit Vollkeramikkkronen

versorgten Zähnen, mit einer leicht erhöhten Prävalenz für Glaskeramikkronen [32]. Zusammenfassend lässt sich festhalten, dass der Goldstandard in Form der Versorgung mit Metallkeramikkronen weiterhin in allen Bereichen eine gute Überlebenswahrscheinlichkeit zeigt. Durch die Weiterentwicklung der Dentalkeramiken lassen sich allerdings ähnlich gute Resultate erzielen. Hierbei ist jedoch das Wissen über die besonderen unterschiedlichen Materialeigenschaften für den Behandler von wichtiger klinischer Bedeutung, um optimale Langzeitergebnisse erzielen zu können.

## *2.2. Farbmotrik*

### 2.2.1. Das Farbordnungssystem nach Munsell

Der amerikanische Künstler Albert Henri Munsell veröffentlichte das Munsell-Farbsystem im Jahr 1915 (Atlas of the Munsell Colors). Mit diesem System schaffte er es, Farben mittels dreidimensionaler Darstellung in einer Ebene abzubilden. Farben und Farbnuancen sind in kleinen Quadraten gleichmäßig abgestuft angeordnet [1].



**Abbildung 2: Das Farbordnungssystem nach Munsell.**

Hierbei beschreibt die Bezeichnung „Value“ hell und dunkel (oder auch Helligkeit „V“), in Abbildung 2 dargestellt als mittige vertikale Achse, die die zehn unterschiedlichen Grauwerte von weiß (oben) nach schwarz (unten) aufzeigt [1]. „Hue“ wird als Repräsentation der Farben rot, gelb, grün und blau (oder auch Farbton „H“) beschrieben, in Abbildung 2 erkennbar waagrecht zur Value-Achse: Kreisförmig angeordnet sind die zehn Farbtöne Violett, Rot-Violett, Rot, Gelb-Rot, Gelb, Grün-Gelb, Grün, Blau-Grün und Blau [52]. Jeder der zehn Farbtöne kann nochmals in zehn Unterfarbtöne („Chroma“) aufgeteilt werden. „Chroma“ lässt sich am besten beschreiben als Stärke oder Schwäche bzw. Farbintensität einer Farbe („C“), sprich die Sättigung eines Farbtons bei einer gegebenen Helligkeit [53]. Die Sättigung nimmt zum Zentrum hin ab. Alle Parameter stehen in Beziehung zueinander. Die Einteilung basiert auf dem Dezimalsystem und lässt eine Kodierung einzelner Farbnuancen zu, was eine weltweite Verwendung ermöglicht, da das Munsell-Farbsystem nicht auf eine Sprache reduziert wird [52].

### 2.2.2. Das CIE L\*a\*b\* Farbsystem

Ein weiteres wichtiges System zur Bestimmung von Farben in der Farbenlehre ist das CIE L\*a\*b\* System, das im Jahr 1931 als internationaler Standard von der Internationalen Beleuchtungskommission eingeführt wurde [53].

Zunächst wurde im Jahr 1931 das XYZ-System veröffentlicht. Hierbei ergeben sich durch Multiplikation mehrerer gleicher Wellenlängen eines Spektrums in der Summe die Wellenlängen X, Y und Z [52]. Auch genannt Tristimuluswerte oder Normfarbmaßzahlen. Alle Farbeindrücke entsprechen den Primärfarben rot (X), grün (Y) und blau (Z) in einem bestimmten Mischungsverhältnis. Die Tristimuluswerte können nun in die Koordinaten x, y, und z konvertiert werden. Dadurch ergibt sich ein zweidimensionaler Farbraum [53, 54], welcher durch die in Abbildung 3 gezeigte CIE Normfarbtafel dargestellt wird. Z wird als Zahlenwert angegeben und ergibt die 3. Dimension. Das CIE L\*a\*b\* System ist ein psychophysiologisches Konzept, unter Einbeziehung eines Standardbeobachters mit durchschnittlichem Sehvermögen (zunächst waren nur 2° des schärfsten Sehens zugelassen, später erlaubte die CIE auch einen Visus von 10°) und eines Koordinatensystems, um die Vorgänge des Sehens zu vereinheitlichen und in diesem darzustellen. Jede Farbe sollte durch physikalische Messungen innerhalb eines dreidimensionalen Farbraums identifiziert werden können [52, 53].

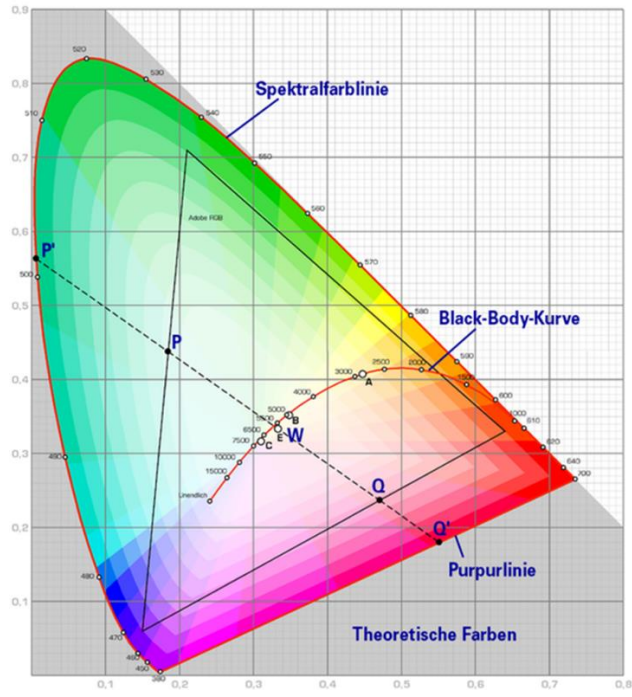


Abbildung 3: Die CIE Normfarbtafel.

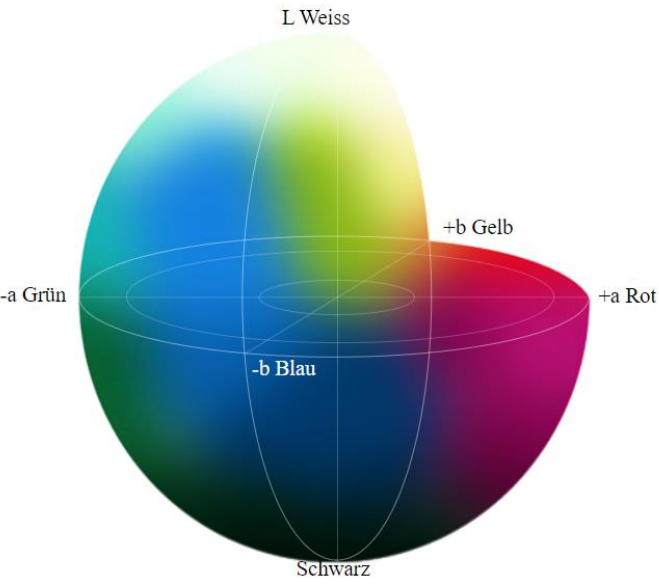


Abbildung 4: Das CIE L\*a\*b\* Farbmodell.



Im Jahr 1976 arbeitete die CIE das L\*a\*b\* System aus, um den Abstand zweier Farben ausdrücken zu können, die der Empfindung eines Standardbeobachters entsprachen. Dies war mit dem Munsell System nicht möglich [52]. Beim CIE L\*a\*b\* System werden die Koordinaten der Tristimuluswerte (X, Y und Z) in die Koordinaten L\* a\* und b\* umgewandelt. Zur grafischen Darstellung bedient man sich eines 3D Koordinatensystems. In der Horizontalen bilden a\* und b\* eine Ebene, beim Schnittpunkt der beiden Koordinaten liegt der sogenannte „Unbuntpunkt“ (grau). Die vertikale Ebene steht auf dem Schnittpunkt der beiden Koordinaten a\* und b\* und bildet die Helligkeitsachse. Das CIE L\*a\*b\* System stellt eine einheitliche Farbskala dar, in der L\* die Helligkeit (0 = schwarz und 100 = weiß) angibt, wie in Abbildung 4 dargestellt. "a" gibt die grün/rote Koordinate wieder (-128 = Grün und +127 = Rot) und "b" stellt die blau/gelbe Koordinate dar (-128 = Blau und +127 = Gelb) [55, 56]. Möchte man nun den Unterschied zwischen zwei Farbarten ermitteln, bildet man auf den Ebenen einen Vektor, der als ΔE bezeichnet wird. Nun lässt sich der geometrische Abstand, die sogenannte euklidische Distanz, bilden [57]. ΔE lässt sich mit der folgenden Formel berechnen [58]:

$$\Delta E = (\Delta L^2 + \Delta a^2 + \Delta b^2)^{1/2}$$

Ist  $\Delta E \leq 1$  wird der Grenzwert von 50 % der Beobachter als Farbunterschied wahrgenommen. Ist  $\Delta E \geq 3,7$  wird der Farbunterschied von 50 % der Beobachter als klinisch nicht mehr akzeptabel angegeben [59].

### *2.3. Stellenwert der Farbe in der Zahnmedizin*

#### *2.3.1. Zahnfarbenbestimmung und Kommunikation*

Eine möglichst exakte Farbbestimmung ist wichtig, um dem Patienten einen Zahnersatz zu ermöglichen, der bezüglich Farbtons, Helligkeit und Sättigung den eigenen natürlichen Zähnen entspricht. Die Farbe eines Zahnersatzes ist zwar nicht entscheidend für die Funktion, für die Akzeptanz beim Patienten dafür umso mehr [60]. Der zweithäufigste Grund für die Neuanfertigung eines Zahnersatzes im Labor ist eine ungenaue Farbbestimmung. Dies mündet automatisch in höheren Kosten und führt zu

Stress bei Behandler und Patienten [61]. Um dies zu verhindern sollte auf eine korrekte Farbbestimmung besonders geachtet werden, da die visuelle Farbauswahl durch viele Faktoren, wie z. B. Ermüdung des Auges, Alter, Stimmung, Erfahrung, Licht sowie Zahn- und Beleuchtungsposition beeinflusst wird [62].

Die Zahnfarbenbestimmung sollte bei Tageslicht und vor Trockenlegung stattfinden. Austrocknung der Zahnoberflächen führt zu weißeren und opakeren Zähnen. Lippenstift sollte ebenfalls im Vorfeld entfernt werden [9]. Möchte man ein sehr genaues Ergebnis, kann die Zahnfarbe des Nachbarzahns zervikal, zentral und inzisal bestimmt werden [63]. Gegebenenfalls sollte vorher eine Zahnreinigung stattfinden. Ein weiterer Einfluss auf die Farbbestimmung hat die Dauer der Begutachtung des betreffenden Zahnes. Bei zu langer Betrachtung kann es zu einer bunten Umstimmung des Auges kommen. Hierbei wird eine Farbvalenz über den Zeitraum hinweg ungesättigter wahrgenommen und gelbes Licht wird vom Auge weißlich empfunden. Außerdem kann es zu einer Lokaladaptation des Auges kommen. In diesem Fall wird nach längerer Betrachtung einer Farbe und dem anschließenden Blick auf eine weiße Fläche ein Sukzessivkontrast erzeugt, bei dem die Nachbildfarbe in der Gegenfarbe erzeugt wird [1]. Da der Zahntechniker den Patienten nur in seltenen Fällen sieht, ist die Kommunikation zwischen Zahnarzt und Zahntechniker besonders wichtig [64]. Es muss eine exakte Übermittlung der gewonnenen Informationen (z. B. Helligkeit und Sättigung) stattfinden, sodass der Zahntechniker diese umsetzen kann. J.R. Strub et al. empfehlen generell bei Keramikrestorationen, aufgrund der schwierigen Farbangleichung, den Zahntechniker direkt die Farbbestimmung durchführen zu lassen [1]. Ein gutes Mittel die Kommunikation zu unterstützen sind neben der Übermittlung eines Musterzahnes aus gemeinsam bekannten Farbringssystemen Fotos, von dem gesamten Zahn, sowie einzelnen Teilbereichen. Um eine Verfälschung der Zahnfarbe zu vermeiden, sollte der Blitz des Fotoapparates eine Farbtemperatur von 5500 K aufweisen. Nun kann eine genaue Beurteilung der Informationen erfolgen. Diese geschieht am besten vor grauem Hintergrund (Kontrast) mit 18 % Reflexionsgrad. Dadurch kann eine Farbkarte anschließend besser erstellt werden [1, 63]. Um die Farbe eines verlorengegangenen oder beschädigten Zahnes zu bestimmen, wird entweder eine visuelle oder eine digitale Zahnfarbenbestimmung durchgeführt.

### 2.3.1.1. Die visuelle Zahnfarbenbestimmung

Die visuelle Zahnfarbenbestimmung ist aufgrund der Einfachheit die am häufigsten durchgeführte im täglichen Praxisalltag [65]. Sie ist allerdings sehr subjektiv, da sie direkt durch den Zahnarzt oder Zahntechniker durchgeführt wird [66]. Bei dieser Art der Zahnfarbenbestimmung verwendet man standardisierte Farbmuster [65]: Weit verbreitete und viel verwendete Farbringssysteme sind bspw. das VITA classical A1-D4® System und der VITA Toothguide 3D-MASTER® Farbring von VITA (VITA Zahnfabrik H. Rauter GmbH & Co. KG, Bad Säckingen, Deutschland) sowie das Chromascop System von Ivoclar Vivadent (Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein).



**Abbildung 5: VITA classical A1-D4® Farbskala mit VITA Bleached Shades (VITA Zahnfabrik H. Rauter GmbH & Co. KG, Bad Säckingen, Deutschland).**

Beim VITA classical Farbring (Abbildung 5) handelt es sich um ein farbtombasiertes System. Erst im zweiten Schritt der Zahnfarbenbestimmung wird die Helligkeit (Value) bestimmt. Die Bestimmung der Helligkeit ist das wichtigste Kriterium zur Auswahl der Zahnfarbe. Verschiedene Helligkeitswerte sind vom Auge einfacher zu unterscheiden und zu vergleichen [67]. Somit erfolgt bei der Farbauswahl zunächst eine Codierung der Farbtöne durch Buchstaben:

A = orange

B = gelb

C = gelb/grau

D = orange/grau (braun)

Im zweiten Schritt werden Sättigung und Helligkeit durch ein Nummernsystem codiert:

1 = am wenigsten gesättigt/größte Helligkeit

4 = am stärksten gesättigt/geringste Helligkeit [63]



**Abbildung 6: VITA Toothguide 3D-MASTER® (VITA Zahnfabrik H. Rauter GmbH & Co. KG, Bad Säckingen, Deutschland).**

Der VITA Toothguide 3D-MASTER® (Abbildung 6) aus dem Jahre 1998 besteht aus fünf Gruppen gleicher Helligkeit (Value). Es handelt sich hierbei um ein helligkeitsbasiertes Farbbestimmungssystem. Es wird empfohlen, die Zahnfarbe am Patienten in drei Schritten zu bestimmen. Value wird im ersten Schritt bestimmt:

1 = am hellsten

5 = am dunkelsten

Innerhalb dieser Helligkeitsstufe wird die mittlere Farbmustergruppe gewählt (M). Anschließend bestimmt man die Sättigung (Chroma):

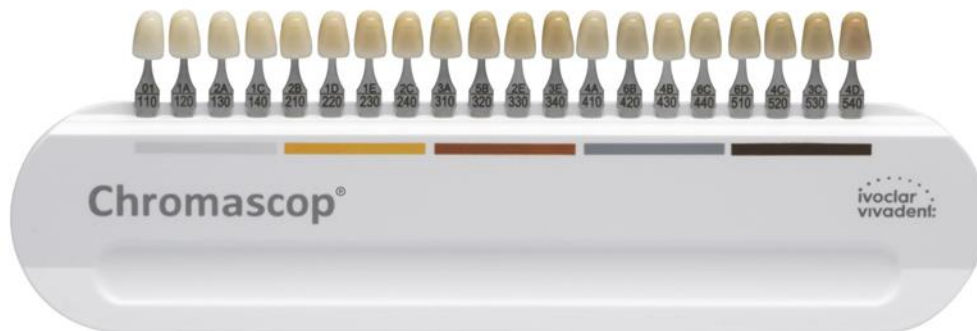
1 = am geringsten gesättigt

3 = am stärksten gesättigt

Im dritten und letzten Schritt wird nun der Farbton (Hue) ausgesucht:

L = gelblicher als M

R = rötlicher als M [9, 63]



**Abbildung 7: Chromascope Farbschlüssel (Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein).**

Das Chromascope Farbringsystem (Abbildung 7) von Ivoclar Vivadent (Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein) besteht aus 20 Zahnfarben, die sich in fünf Farbgruppen einteilen lassen. Zunächst wird der Farbton bestimmt, für die Identifikation der Farbe kann man sich eines Nummernsystems bedienen:

- 100 = weiß
- 200 = gelb
- 300 = orange
- 400 = grau
- 500 = braun

Im nächsten Schritt werden die Sättigung und Helligkeit ausgesucht:

- 10 = am wenigsten gesättigt, größte Helligkeit
- 40 = am stärksten gesättigt, geringste Helligkeit [63]

Probleme bei der Farbbestimmung mit Farbringen ergeben sich hauptsächlich dadurch, dass der anatomisch strukturelle Aufbau der natürlichen Zähne von dem der Musterzähne abweicht. Licht wird anders reflektiert und absorbiert. Zudem kommt es zu Differenzen zwischen dem Farbringsystem und der ausgesuchten Keramik. Es wird darauf hingewiesen, dass zur besseren Übereinstimmung der gleiche Hersteller beim Zahnersatzmaterial gewählt werden soll, um die Farbabweichung zu minimieren. Das erklärt auch, wieso sich gleiche Musterzahnfarben unterschiedlicher Firmen aufgrund unterschiedlicher Absorptions- und Reflexionsverhalten unterscheiden. Sogar

innerhalb der Musterzähne kann es, trotz gleichen Herstellers, zu Unterschieden kommen [1].

### 2.3.1.2. Die instrumentelle Zahnfarbenbestimmung

Die instrumentelle Zahnfarbenbestimmung ermöglicht, im Gegensatz zur visuellen Methode, standardisierte Ergebnisse um eine höhere Reproduzierbarkeit zu erzielen [3, 68]. Die Mehrheit der digitalen Farbbestimmungssysteme verwendet  $\Delta E$  aus dem CIE L\*a\*b\* System. Entsprechend einer hohen Farbübereinstimmung sollte für das zervikale, mittlere und inzisale Drittel ein möglichst niedriger  $\Delta E$ -Wert erreicht werden [63]. In den 90er Jahren wurden die ersten elektronischen Messgeräte auf dem Dentalmarkt angeboten. Schon im Jahr 1973 wurden elektronische Messgeräte aus der Lack-, Druck- und Textilindustrie in die Zahnmedizin gebracht [69, 70]. Im dentalen Bereich geht es allerdings, im Gegensatz zur Textilindustrie, nicht um homogene Farben, sondern um komplizierte Farbverläufe, die komplexe Messungen erfordern [71]. Eine Unterteilung der digitalen Geräte ergibt sich aus ihrer Erfassungsmöglichkeit. Man unterscheidet Punktmess- („spot measurement“) von Flächenmessgeräten („complete tooth measurement“) [72]. Bei Punktmessgeräten wird dadurch keine Farbkarte erstellt. Alle am Zahn gemessenen Farben ergeben einen Mittelwert, der die Grundfarbe des Zahnes angibt [73]. Die Größe des gemessenen Punktes wird bestimmt durch die Größe der optischen Blendenöffnung, die im Mittel bei 20 mm<sup>2</sup> liegt. Im Gegensatz dazu beträgt die durchschnittliche vestibuläre Fläche eines mittleren Schneidezahns 80-100 mm<sup>2</sup> [63]. Punktmessgeräte sind hierbei einfach in ihrer Anwendung und ihrer Positionierung; sie sollten senkrecht auf dem Zahn eingestellt werden [74]. Beispiele für Punktmessgeräte sind der Easyshade<sup>®</sup> von VITA (VITA Zahnfabrik H. Rauter GmbH & Co. KG, Bad Säckingen, Deutschland), der Shade Eye-NCC-Chromameter von Shofu (SHOFU Dental GmbH, Ratingen, Deutschland) und der Shade Star von Dentsply (Dentsply Sirona Deutschland GmbH, Bensheim, Deutschland).

Flächenmessgeräte hingegen erfassen in einer Aufnahme den kompletten Zahn, wodurch sich eine gute Reproduktion und einfache Kommunikation der Daten ergibt [71]. Zudem erfolgt dabei eine systeminterne Kontrolle zur konkreten

Positionierung [74]. Beispiele sind der ShadePilot von DeguDent (DeguDent GmbH, Hanau, Deutschland) und das ShadeVision System von X-Rite (X-Rite, Inc., Grand Rapids, Michigan, USA). Eine weitere Unterscheidungsmöglichkeit ergibt sich durch eine unterschiedliche Datengewinnung:

Beim Kolorimeter handelt es sich um ein Dreibereichs/Dreifiltergerät, das mit standardisierten Lichtquellen und den Farbfiltern Rot (R), Grün (G) und Blau (B) arbeitet. Diese zerlegen das Licht in ihre Primärfarben, auf welche Weise eine Farbwahrnehmung gelingt, die der des menschlichen Auges entspricht. Jeder Farbwahrnehmung ist ein RGB Wert zugeordnet [73]. Eine Alterung des Filters kann hierbei z. B. die Qualität der Messgenauigkeit verändern, wodurch sich auch die Farbergebnisse ändern können [75]. Ein Beispiel ist der ShadeStar von DeguDent (DeguDent GmbH, Hanau, Deutschland).

Nach dem Spektralverfahren arbeiten Spektralphotometer, wobei als Lichtquelle ein Monochromator dient. Sie messen die Menge des reflektierten Lichts, das auf einen Referenzzahn trifft. Das reflektierte Licht wird nun in seine spektralen Komponenten zerlegt (Remission) und mit dem einfallenden Licht verglichen [73]. Es ergibt sich eine umfangreiche Datenmenge, die nun vom Wellenlängenbereich von circa 400 -700 nm in numerische Werte umgerechnet und z. B. in eine Spektralkurve übertragen wird.

RGB-Geräte hingegen nehmen rote, grüne und blaue Farbinformationen auf. Sie funktionieren nach dem Prinzip einer Digitalkamera, setzen also ein komplettes Farbbild zusammen. Ein CCD oder CMOS Sensor nimmt dabei einfallendes Licht auf. Durch vorgeschaltete Farbfilter der Farben rot, grün und blau werden die Farbinformationen selektiert. RGB-Geräte sind keine optimalen Farbbestimmungsgeräte, da die Primärvalenzen von dem menschlichen Auge abweichen. Da es sich bei den RGB-Geräten eher um Aufnahmegeräte handelt, sollte aus diesem Grund immer anschließend eine subjektive Farbbestimmung durchgeführt werden. Die Farbinformationen werden aus dem aufgenommenen Bild mit Hilfe einer entsprechenden Softwareapplikation synthetisiert [63]. RGB-Geräte eignen sich zur Kommunikation mit dem Zahntechniker, falls der wiederherzustellende Zahn Besonderheiten, wie komplizierte Farbverläufe oder Transluzenzen, aufweist [76]. Ein Beispiel für ein RGB-Farbmessgerät ist der ShadeScan von Cynovad (Cynovad Inc., Montreal, Kanada).

### 2.3.2. Reproduktion der Zahnfarbe

Um die optimale Farbe, besonders im ästhetisch anspruchsvollen Frontzahnggebiet, realisieren zu können, ist das Wissen über den natürlichen Aufbau der Zahnhartsubstanz und dessen Interaktion mit Licht unabdingbar. Die wahrgenommene Farbe der natürlichen Zähne ist das Resultat des reflektierten Lichts, das durch den Schmelz und das Dentin gestreut wird, bevor es letztlich reflektiert wird [77]. Keramikrestorationen reflektieren Licht ähnlich eines natürlichen Zahnes. Vollkeramikrestorationen sind aus diesem Grund in der ästhetischen Zahnmedizin besonders beliebt und gut erforscht [5]. Die äußerste Schicht des Zahnes bildet der Zahnschmelz. Dessen organische Matrix besteht aus Hydroxylapatit und streut kürzere Wellenlängen des Lichts. Die Dichte des Zahnschmelzes verringert sich dabei von innen nach außen und wird durch eine schwache Absorption charakterisiert [78, 79]. Zudem wird er vom inzisalen Drittel zum zervikalen dünner [77, 80]. Es resultiert eine größer werdende Transluzenz [77]: je dünner der Zahnschmelz, desto transluzenter erscheint er [80]. Durch diese „Drittellung“ der vestibulären Zahnfläche lassen sich sowohl visuell als auch spektralphotometrisch unterschiedliche Farbregionen erkennen [53]. Der Zahnschmelz unterliegt im Alter einer farblichen Veränderung, da seine Stärke abnimmt. Somit werden Zähne bei älteren Menschen transluzenter wahrgenommen [80]. Zahnschmelz hat die Tendenz, abhängig von seiner Stärke und Transluzenz, die Zahnfarbe zu modifizieren und kann die Farbe gelblich-weiß oder gräulich-weiß verändern [77, 80]. Den Hauptanteil der Farbgebung bildet allerdings das darunterliegende Dentin [8, 77]. Dentin bildet eine chromatische, also bunte Transluzenz, während der Zahnschmelz sowohl chromatisch, als auch achromatisch sein kann [80]. Die Sättigung des natürlichen Dentins wird weniger sichtbar mit dickerem Schmelz, wohingegen die Helligkeit größer wird. Dentalkeramiken kombinieren Beanspruchung, Härte und Ästhetik und sind zurzeit das geeignetste Material, um natürliche Zähne zu ersetzen [81-83].

Faktoren wie Transparenz, Opaleszenz, Fluoreszenz, Oberflächenbeschaffenheit und Gestalt führen zu einer stimmigen Farbrealisation [5]. Die geeignete Keramikfarbe auszuwählen bedarf allerdings einiger Erfahrung, da z. B. Keramiken, die sehr transluzent sind, dem Licht erlauben mehr zu streuen. Der darunterliegende Zahn kann hierbei einen signifikanten Einfluss auf die resultierende Zahnfarbe haben. Wird nun



ein Zahn mit stark verfärbtem Dentin mit einer Keramikkrone restauriert und der nebenliegende Zahn hat eine hohe Transluzenz, kann es für den Behandler sehr schwierig werden, ein Restaurationsmaterial mit der passenden Farbe zu finden [8]. Weitere, die endgültige Keramikfarbe beeinflussende Faktoren sind die Anzahl und die Temperatur der Keramikbrände in Zusammenhang mit dem Keramiksistem und der Keramikstärke. Auch die Eigenschaft der Oberfläche hat Einfluss auf die Farbe: Glanz, Unebenheiten, sowie die Zusammensetzung der Keramik lassen schlussendlich eine Veränderung der Farbe zu [81].

Aufgrund der derzeitigen Häufigkeit der Verwendung und der wachsenden Anzahl verschiedener Keramiksysteime beschäftigen sich viele Studien mit der Reproduktion der Zahnfarbe, die nicht nur von der verwendeten Keramik, sondern, aufgrund der oben genannten Materialeigenschaften, auch mit den darunter liegenden Stoffen, wie z. B. der des Befestigungsmaterials oder der Zahnfarbe in Bezug steht. Durch den transluzenten Charakter der Keramik kann es zu einer Veränderung der Restaurationsfarbe kommen. Die Beeinflussung der Zahnfarbe durch die Farbe des Befestigungsmaterials ist insofern wichtig, als dass adhäsive Befestigungsmaterialien den Goldstandard bei der Befestigung von Dentalkeramiken darstellen. Sie zeichnen sich durch eine geringe Löslichkeit, gute Ästhetik und passende mechanische Eigenschaften aus [84].

Aufgrund der oben genannten Interaktionen der Keramik mit Licht ist es besonders wichtig sich auf die Faktoren Keramikstärke, Keramikfarbe, Farbe des Befestigungsmaterials und Stumpffarbe zu beziehen, da diese einen entscheidenden Einfluss auf das endgültige Restorationsergebnis haben. Die folgenden Studien sollen einen kurzen Überblick über den aktuellen Stand der Wissenschaft geben und aufzeigen, dass sich die oben genannten vier verschiedenen Variablen gegenseitig beeinflussen. Aufgrund der physikalischen Eigenschaften des keramischen Werkstoffs kommt es zu Lichtreflektionen durch den Untergrund und somit zu Schwierigkeiten der Maskierung verfärbter Zahnstümpfe. Die unterschiedlichen Variablen kommen umso schwerer zum Tragen, je größer die Wechselwirkung der unter der Keramik liegenden Substanzen mit dem reflektierten Licht sind.

Die Keramikstärke stellt einen der wichtigsten und am besten erforschtesten Faktoren zur Maskierung darunterliegender Strukturen dar. So führte die Erhöhung der Stärke keramischer Prüfkörper von 1,0 mm auf 2,0 mm zu einer signifikanten Verringerung

der CIE L\* Koordinate [5, 85]. Eine Keramikstärke von 2,0 mm oder mehr kann signifikant darunterliegende Strukturen maskieren [86]. Eine weitere Studie konnte bei Prüfung verschiedener Keramiksyste­me belegen, dass bei einer Reduktion der vestibulären Keramikstärke auf 1,0 mm alle anderen Variablen (verschiedene Stumpf- und Zementkombinationen) wahrnehmbare Farbdifferenzen verursachten ( $\Delta E > 1$ ). Bei einer Reduktion der Stärke auf 1,5 mm nahmen die Farbdifferenzen ab und waren spektralphotometrisch nachweisbar. Keine klinisch relevanten Farbdifferenzen kamen bei Keramikstärken von 2,0 mm zustande. Bei einer Restaurationsstärke  $< 2$  mm sollte also, um die Zahnfarbe optimal reproduzieren zu können, auch auf die Zahnfarbe und die Auswahl des Befestigungsmaterials geachtet werden. Bei limitierten Platzverhältnissen ( $< 2$  mm) führt dieses Ergebnis zu klinischen Konsequenzen. Keramikstärken von 1,0 mm können keine ausreichende Maskierung der darunterliegenden Strukturen erreichen [87]. Nur wenige Studien beschäftigen sich mit der Variablen der Keramikfarbe. Kilinc et al. stellten keramische Prüfkörper her, die eine 1,0 mm dicke Zementschicht abdeckten und nahmen Farbmessungen vor. Dabei konnten sie belegen, dass es zu keiner klinisch wahrnehmbaren Farbdifferenz und Änderung der Keramikfarbe kam [88]. Häufiger erforscht dagegen wurde der Einsatz von Kronen unterschiedlicher Transluzenzen in Zusammenhang auf die resultierenden Farbdifferenzen. In einer In-vitro-Studie erforschten Czigola et al. den Zusammenhang der Farbbeeinflussung zwischen e.max Keramik­kronen des Herstellers Ivoclar Vivadent (Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein) in „high translucency“ (HT) und „low translucency“ (LT) mit den Kronenstärken von 1,0 mm und 1,5 mm. Unterschiedliche Stumpf- und Try-In Pasten Kombinationen bildeten dabei die Basis. Als Ergebnis wurde bei LT Kronen ein  $\Delta E$ -Wert  $< 0,8$  ermittelt, eine Farbdifferenz, die klinisch zumeist nicht oder kaum wahrnehmbar ist. Keine der HT Kronen lag in diesem Bereich. Eine Erklärung hierfür ist, dass LT Rohlinge mehr Kristalle beinhalten, die weniger Lichtstreuung als HT Rohlinge zulassen. Auch dies hat für den klinischen Gebrauch Auswirkungen. Bei einer Versorgung natürlicher Zähne mit stark verfärbtem Dentin und geringen Platzverhältnissen können Keramik­kronen, die aus HT Rohlingen hergestellt werden, keine ausreichende Maskierung erzielen. Es kommt zu einer schlechteren Reproduktion der Zahnfarbe [89].

Adhäsive Befestigungssysteme werden benutzt um die mechanischen Eigenschaften der Keramik zu verbessern und einen Verbund zwischen präpariertem Zahn und der

Krone zu schaffen, die darunterliegende Schicht zu maskieren und um die endgültige Zahnfarbe zu modifizieren. Ein Problem kann sich in der Vielzahl der verfügbaren Befestigungsmaterialien ergeben. Ein opakes Befestigungsmaterial des einen Herstellers hat nicht die gleiche maskierende Wirkung wie die eines anderen Herstellers [90]. Insgesamt stellt die Auswahl des Befestigungsmaterials einen geringeren Einfluss auf die resultierenden Farbdifferenzen dar [8, 89]. Im Rahmen einer In-vitro-Studie wurde bei Verwendung eines opaken Zements mit einer Schichtstärke von 0,2 mm bei Lithiumdisilikatkronen geringere  $\Delta$ -Werte ermittelt im Vergleich zur Befestigung der Krone mit transluzentem Zement [8]. In einer weiteren Studie konnte ein geringer Einfluss des Zements mit Schichtstärken von 0,1-0,2 mm an IPS Empress® Vollkeramikkrone mit einer Keramikstärke von 1,0 mm gezeigt werden ( $\Delta E < 1$ ) [87]. Eine leichte Verbesserung der optischen Eigenschaften bei dunklem Untergrund konnte durch die Verwendung eines opaken oder weißen Zements erreicht werden [85, 90].

Auch die Zahnstumpffarbe stellt einen wichtigen Faktor dar, nach dem das Keramiksystem und die Mindeststärke der Keramik ausgewählt werden sollte. Chaiyabutr et al. stellten fest, dass der Wechsel von hellen zu dunklen Musterzähnen zu einem Anstieg des  $\Delta E$ -Wertes führte [8]. In Zusammenhang mit den dunkel gefärbten Musterzähnen resultierte die Kombination aus unterschiedlichen Zementfarben und Kronenstärken von 1,0 mm bzw. 1,5 mm in klinisch inakzeptablen Farbdifferenzen ( $\Delta E > 3,7$ ). Eine Begründung, wieso die Zahnstumpffarbe die endgültige Kronenfarbe derart verändern kann, könnte in den Materialeigenschaften der in dieser Studie verwendeten Keramik liegen: Lithiumdisilikat vermindert mit der Kombination der Glasmatrix und der kristallinen Phase die interne Streuung des Lichts, das durch die Keramik hindurchtritt. Daraus resultiert die Beeinflussung der Farbe der darunterliegenden Schicht auf die Kronenfarbe. Die Indikation für eine Lithiumdisilikatkrone kann im Falle eines stark verfärbten Zahnes bei geringem Platzangebot limitiert sein, da zervikal oft nur 1,0 mm Präparationstiefe möglich sind [8].

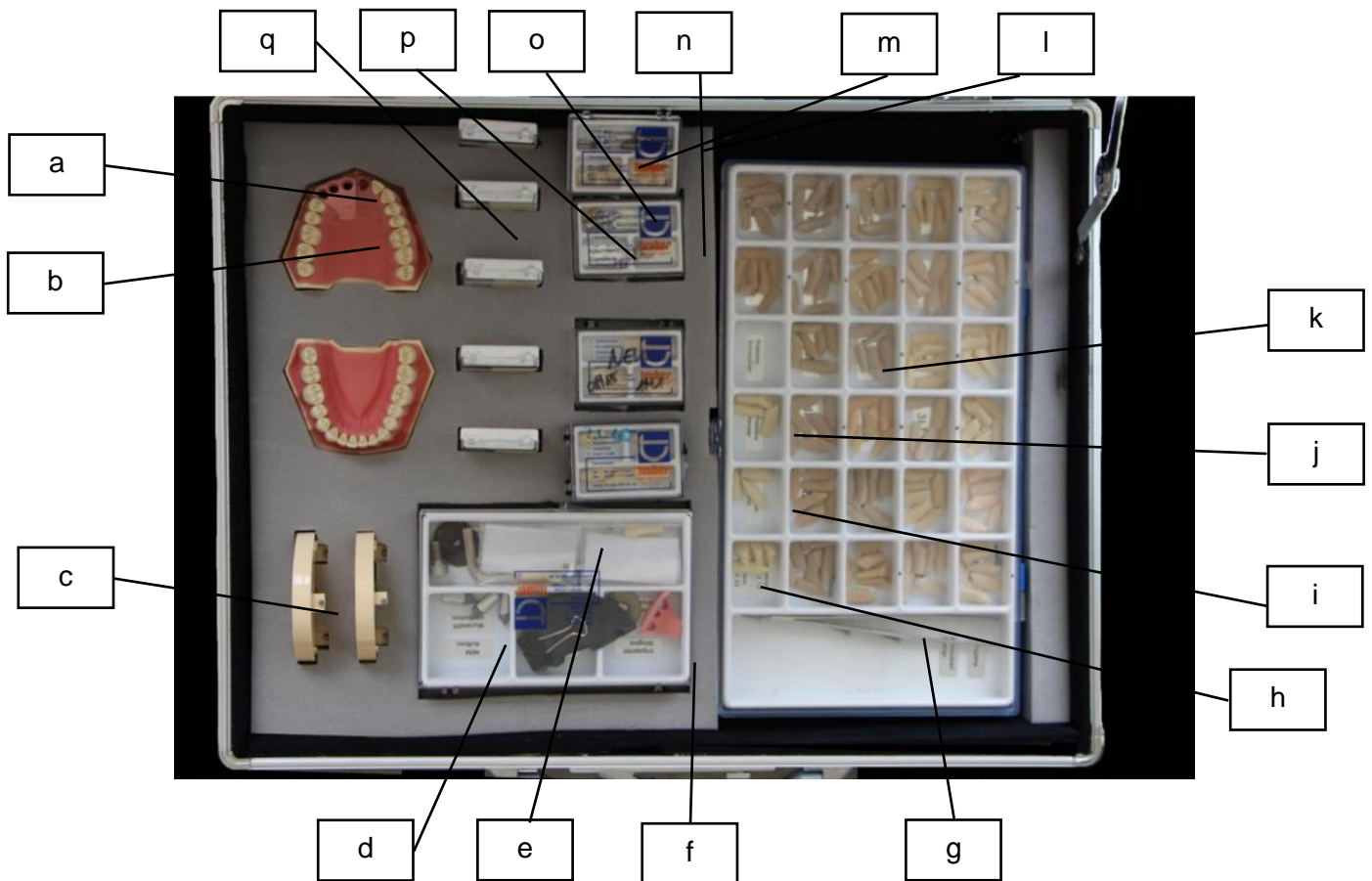
Zusammenfassend lässt sich erkennen, dass die Auswahl des Keramiksystems, die Keramikstärke und -farbe, sowie die Farbe des Befestigungsmaterials Einflussfaktoren für die Reproduktion der Zahnfarbe sind. Zudem lassen sich verschiedene ästhetische Ergebnisse durch den Einsatz einer transluzenteren oder opakeren Keramik erzielen.

Einen sehr großen Einfluss auf die Farbrealisation stellt dabei die Zahnstumpffarbe dar. Geringere Effekte auf die endgültige Restaurationsfarbe dagegen hat die Wahl des Befestigungsmaterials.

## 3. Material

### 3.1. Aufbau Modell

Um eine Farbsimulation durchführen zu können, wurde zunächst ein Modell benötigt, in welches man replizierte Stümpfe verschiedener Zahnfarben einfügen kann, um anschließend die gefrästen Lithiumdisilikatkronen mittels einer Try-In Paste vorübergehend befestigen zu können. Das für die Messungen benötigte Modell befand sich in einem Modellkoffer, hergestellt durch das Dentallabor TEUBER GmbH (Darmstadt, Deutschland) (siehe Abbildung 8).



**Abbildung 8: Modellkoffer mit Legende.**

- a) 1x Gingivamaske Standard von Frasaco
- b) 2x Frasaco Grundmodell Ag3 mit 3x Astra Tech OsseoSpeed TX Profile Laboranalog
- c) 2x Frasaco Anschlussplatte für Phantomkopf
- d) Zahn 21, 22, 23 aus Metall zur Simulation von Stiftaufbau NEM
- e) Werkzeugsatz und Zubehör für Anschluss an Phantomkopf
- f) 1x Gingivamaske individuell für Implantate eingesetzt
- g) 1x Pinzette
- h) Frasaco Zähne 13, 12, 11, 21, 22, 23 nicht präpariert
- i) Frasaco Zähne 21, 22, 23 Kronen Präparation
- j) Frasaco Zähne 21, 22, 23 Veneer Präparation
- k) Zahn 21, 22, 23 präpariert für Veneer und Krone hergestellt aus VITA VM LC Base Dentin in den Farben 1M1 bis 5M3
- l) 3x Provisorische Profile Abutments
- m) Zahn 13, 12, 11, 21, 22, 23 Kunststoffkrone monolithisch VITA Zahnfarbe 2M2
- n) 1x Atlantis Abutment Titan
- o) 1x Werkzeug (einschrauben) zur Entnahme der Laboranaloge
- p) 1x Atlantis Abutment GoldHue
- q) 4x Atlantis Abutment Zirkon vier Farbstufen 00,10,20,30

zusätzlich zum Inhalt gehörend, aber nicht sichtbar:

- 1x Osseomaske individuell für Abdeckung Implantat
- 1x Kreuzschraubendreher
- 10x Schraube für Frasaco Zähne

Für die vorliegende In-vitro-Studie wurden die folgenden Materialien benötigt:

- 1x Frasaco Grundmodell
- 1x Pinzette
- 1x Kreuzschraubendreher
- Frasaco Zahn 21 Kronen Präparation
- 1x Schraube für Frasaco Zahn 21
- Kunststoffzahnstümpfe aus VITA VM LC Dentin Base

Das Standard Oberkiefer Frasaco Modell wurde so gefertigt, dass damit problemlos verschiedene Studien durchgeführt werden können (unter anderem auch Implantat-basierte Studien zur Farbbestimmung). In Regio 21 befindet sich ein künstliches Zahnfach zum Einsetzen der unterschiedlichen Kunststoffzahnstümpfe, zu sehen in Abbildung 9 und 10. In dieses Zahnfach konnten im Laufe der Messungen schnell und problemlos Stumpfreplika verschiedener Zahnfarben eingesetzt und ausgetauscht werden.



**Abbildung 9: Modell mit Stumpfreplika I.**



**Abbildung 10: Modell mit Stumpfreplika II.**

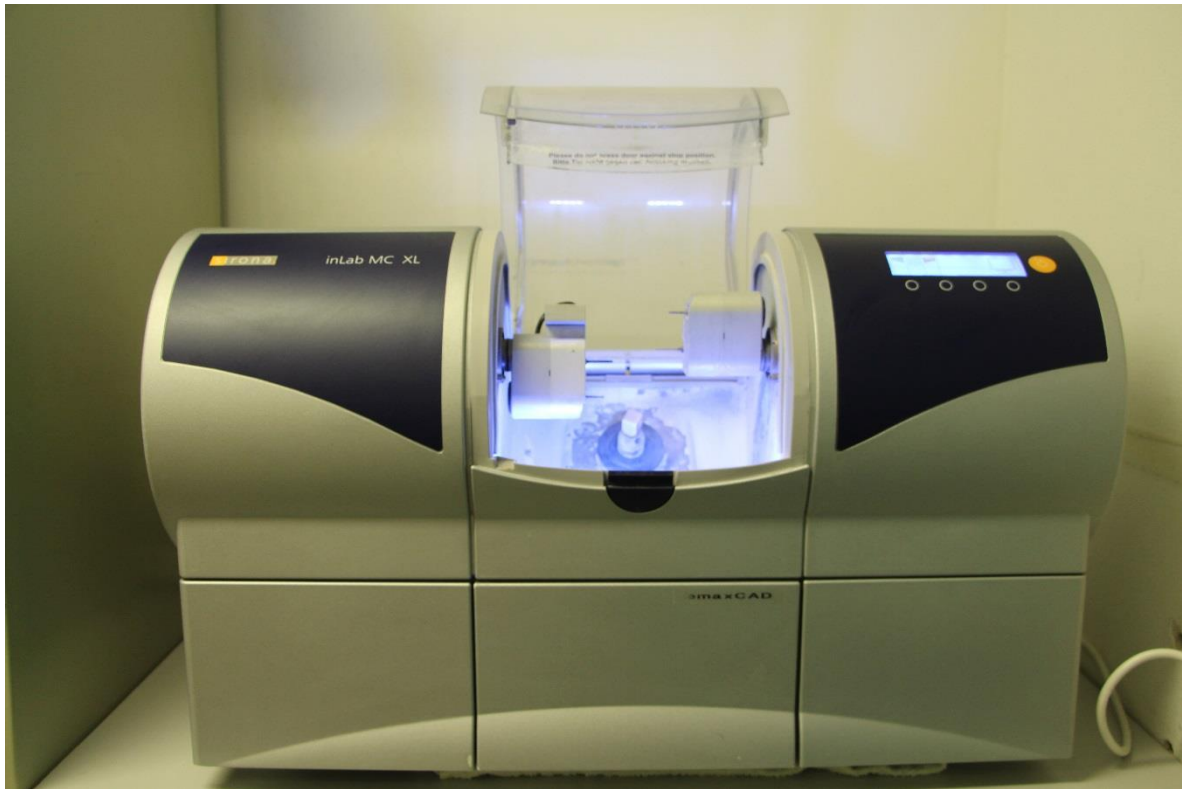
Die bereits genannten Stumpfreplika, bestehend aus einem lichthärtenden Kunststoff (VITA VM LC Dentin Base (VITA Zahnfabrik H. Rauter GmbH & Co. KG, Bad Säckingen, Deutschland)), wurden in 18 verschiedenen Farben, entsprechend der Farbnuancen der VITA 3D-MASTER® Farbskala hergestellt. Für die Auswertung wurden lediglich die Stumpffarben 1M2, 2M2, 3M2, 4M2 und 5M2 herangezogen, da hier der lineare Zusammenhang zwischen den Helligkeitsunterschieden am besten darzustellen ist. Zahnfarbe 1M1 wurde zum Vergleich der Farbdifferenzen benötigt. Des Weiteren wurde die endgültige Zahnfarbe mit den Stumpfreplikafarben 2L1,5, 2M3, 2R1,5, 2R2,5, 3L1,5, 3M3, 3R1,5, 3R2,5, 4L2,5, 4M1, 4R1,5, 5M3 gemessen.

### 3.2. Herstellung der Kronen

Anschließend wurden die Frontzahnkronen für die Stumpfreplika Regio 21 hergestellt. Es handelt sich hierbei um Lithiumdisilicat Frontzahnkronen, die aus Rohlingen geschliffen wurden, die aus der Reihe der Vollkeramiksysteme IPS e.max CAD von Ivoclar Vivadent (Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein) stammen. Dieses Material eignet sich besonders gut im ästhetisch anspruchsvollen Frontzahnbereich.



Die Herstellung der Einzelkronen erfolgte mittels CAD/CAM (computer-aided design, computer-aided-manufacturing) Technik mit dem Cerec System von Sirona Dental Systems GmbH (Sirona Dentsply Deutschland GmbH, Bensheim, Deutschland) im zahntechnischen Labor der Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik und Werkstoffkunde der Universitätsmedizin Mainz. Zunächst wurde das Modell mit dem Zahnstumpf mithilfe des Cerec inEOS blue Scanners der Firma Sirona gescannt. Hierfür wurden mit der Software inLab SW4.0 Kronen für den präparierten Stumpf digital konstruiert. Die Einzelkronen wurden in den Stärken 1,0 mm, 1,5 mm und 2,0 mm (Messpunkt: mittleres vestibuläres Kronendrittel) hergestellt. Dabei wurden die Kronen so konstruiert, dass im mittleren vestibulären Kronendrittel eine annähernd planare Fläche geschaffen wurde, um einen optimalen Bereich zur spektralphotometrischen Messung zu schaffen ( $0^\circ$ ). Das bedeutet, dass die Kronen in einem Winkel von  $0^\circ$  von dem Spektralphotometer belichtet werden und der reflektierte Anteil des Lichts in einem  $0^\circ$  Winkel erfasst wird. Dadurch lassen sich die Kronen durch die  $0^\circ/0^\circ$  Messgeometrie untersuchen. Ebenfalls musste dieser Messbereich vollständig vom Stumpf unterstützt sein, um den Effekt unterschiedlicher Stumpffarben wiedergeben zu können. Nun wurden die Restaurationsparameter geprüft und der Zementspalt auf 0,1 mm eingestellt. Anschließend konnte die Konstruktion an die Fräseinheit Cerec MC XL (Abbildung 11) übertragen werden. Nachdem das Material IPS e.max CAD ausgewählt und der entsprechende Lithiumdisilikat Rohling (Größe C14) mit einem Drehmomentschlüssel in die Schleifkammer des Gerätes eingeschraubt und fixiert wurde, konnte der Schleifprozess in normaler Geschwindigkeit begonnen werden.



**Abbildung 11: Cerec MC XL mit geöffneter Schleifkammer.**

Im Vorfeld wurde der Zustand des Schleifwassers überprüft, welches sich in einem Wasserbehälter mit speziellen Filtern unter der Schleifeinheit befindet. Nach 15 geschliffenen Restaurationen wurde das Schleifwasser komplett gewechselt und der Filter gereinigt. Als Schleifzusatz wurden in den Wasserbehälter 75 ml DENTATEC von Sirona (Sirona Dentsply Deutschland GmbH, Bensheim, Deutschland) hinzugegeben. Als Schleifer zum Einsatz kamen der Step Bur 12 S und der Cylinder Pointed Bur 12 S. Die Instrumente wurden mit einem Drehmomentschlüssel in die Schleifeinheit eingebracht. Um einen gleichmäßigen Substanzabtrag zu gewährleisten, wurden maximal 25 Schleifvorgänge ohne Austausch der Schleifer durchgeführt. Die Lithiumdisilikatkeramik wurde in unterschiedlichen Transluzenzen gefertigt. Im Rahmen dieser Untersuchung wurden jeweils fünf Kronen in der Variante LT in den Keramikfarben A1, A2, A3, A3,5 und B2 und in der Variante HT in den Keramikfarben A1, A2 und A3 hergestellt. Insgesamt wurden 120 Kronen geschliffen. Die Stärke der Kronen wurde anschließend mit einem Tasterzirkel überprüft (vestibuläre Fläche, mittleres Kronendrittel, Toleranzbereich: 0,1 mm). Diese wurden mit speziellen Glaskeramikfräsen auf dem Referenzstumpf angepasst. Um den

gleichen Messpunkt gewährleisten zu können, wurde im Labor eine Tiefziehschiene hergestellt (Erkolen Ø 0,7 mm von Erkodent. Erkodent® Erich Kopp GmbH, Pfalzgrafenweiler, Deutschland) und im mittleren Kronendrittel bei Zahn 21 eine Perforation, gleich der Größe der Spitze des Spektralphotometers, in die Tiefziehschiene eingearbeitet. Zudem wurde die Passung der Kronen auf den Stumpfreplika überprüft und gegebenenfalls ausgebessert.

Schließlich wurden die Kronen im letzten Schritt gebrannt. Dazu wurden sie auf einen Objektträger gesetzt und mittels der Brennhilfspaste Objekt Fix Flow von Ivoclar Vivadent (Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein) fixiert. Kristallisations- und Glanzbrand konnten in einem Schritt unter Zuhilfenahme des IPS e.max CAD Crystall/Glaze Sprays von Ivoclar Vivadent (Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein) durchgeführt werden. Wichtig beim Auftragen war, dass ein Abstand von 10 cm vom Sprühkopf eingehalten wurde, um eine möglichst gleichmäßige Schicht zu erzielen. Zum Aufsprühen wurde die Krone mit einer Pinzette an der Innenseite fixiert. Der Brand fand im Keramikofen Programat EP 5000 von Ivoclar Vivadent (Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein) nach Herstellerangaben statt. Zu sehen ist der Keramikofen in Abbildung 12. Bei Unebenheiten konnte nachträglich ein weiterer Glanzbrand durchgeführt werden. Auch hier musste die Passgenauigkeit und Kronenstärke der fertig gebrannten Kronen kontrolliert und gegebenenfalls ausgebessert werden. Kronen, die Defekte aufwiesen, wurden aussortiert und nochmals angefertigt. Die Abbildungen 13 und 14 zeigen die verschiedenen Kronen unterschiedlicher Stärken, Keramikfarben und Transluzenzen.



**Abbildung 12: Programat EP 5000 von Ivoclar Vivadent (Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein).**



**Abbildung 13: Kronenstärken 1,0 mm, 1,5 mm, 2,0 mm (von links nach rechts).**



**Abbildung 14: e.max Kronen unterschiedlicher Keramikfarben (oben: LT: A1, A2, A3, A3,5, B2; unten: HT: A1, A2, A3).**

### 3.3. Try-In Pasten

Ebenfalls für die Messungen relevant sind die Variolink® Esthetic Try-In Pasten von Ivoclar Vivadent (Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein). Hierbei handelt es sich um wasserlösliche Pasten auf Glycerinbasis mit Zusätzen mineralischer Füllstoffe und Farbstoffe, mit denen man, ohne den Zahnersatz direkt definitiv eingliedern zu müssen, die Farbwirkung des definitiven korrespondierenden Befestigungsmaterials simulieren kann. Die Paste lässt sich für keramische Veneers, Inlays, Onlays, Kronen und Brücken verwenden. Vom Farbverlauf her verhalten sie sich in Transparenz und Farbe analog zu dem Variolink® Esthetic Befestigungskomposit. Für diese Studie wurden die folgenden Try-In Pasten einbezogen: light+ und light, die einen helleren, weißlichen Effekt haben sollen, neutral, mit keinem Effekt, sowie warm und warm+; hier soll der Effekt verdunkelnd bzw. gelblicher wirken (siehe Abbildung 15).



Abbildung 15: Variolink® Esthetic Try-In Pasten in den fünf verschiedenen Nuancen light+, light, neutral, warm und warm+ (von links nach rechts).

### 3.4. Farbmessgerät

Die Farbmessungen wurden mit einem digitalen Spektralphotometer, dem VITA Easyshade® Advance 4.0 von VITA (VITA Zahnfabrik H. Rauter GmbH & Co. KG, Bad Säckingen, Deutschland), durchgeführt. Dieses Farbmessgerät ermöglicht eine Farbbestimmung an natürlichen Zähnen und Restaurationen. Der Messbereich liegt hier bei 400-700 nm.



**Abbildung 16: VITA Easyshade® Advance 4.0 in einer Lichtkammer.**

Mithilfe des dentalen Spektralphotometers, welches in Abbildung 16 zu sehen ist, lässt sich ein sehr breites Spektrum an Farben erfassen (VITA classical Farben A1–D4® und die VITA Toothguide 3D-MASTER® Farben). Es wurde eine Grundfarbmessung im Einzelzahnmodus durchgeführt, um die Grundzahnfarbe zu ermitteln. Der VITA Easyshade® Advance 4.0 besteht aus einem Handstück (Übermittlung der Daten an den PC über eine Micro-USB-Schnittstelle) und einer Basiseinheit. Die Funktion entsteht durch eine Lichtquelle mit Lichtleitern, einem Spektralmeter sowie einer Optik. Die Lichtquelle beleuchtet den durch die Tiefziehschiene vorgegebenen Messbereich der Krone. Die Optik des Geräts erfasst mithilfe eines Sensors das vom Objekt zurückgeworfene Licht. Anschließend werden die Messdaten in numerische Informationen umgewandelt. Diese Werte werden nun in Farbcodes des ausgewählten Farbringensystems übersetzt. Jede erfolgreiche Messung wird mit der Software VITA Easyshade Helper aufgezeichnet und gespeichert. Vom Farbmessgerät übertragene Werte waren z. B. beim VITA Toothguide 3D-MASTER®, CIE L\*, C\*, h°, sowie die a\* und b\* Koordinaten. Die endgültige und automatische Datenspeicherung erfolgte in einem Textdokument, aus dem alle für die Studie wichtigen Werte zur Übersicht in eine Microsoft Excel Tabelle übertragen und schließlich die statistische Auswertung mit IBM SPSS Statistics 23 durchgeführt werden konnte.

## 4. Methoden

### 4.1. Versuchsaufbau

Um die Farbmessungen durchführen zu können, wurde die Basisstation des Spektralphotometers VITA Easyshade<sup>®</sup> Advance 4.0 (VITA Zahnfabrik H. Rauter GmbH & Co. KG, Bad Säckingen, Deutschland) über einen USB-Anschluss an einen PC mit zugehöriger Software verbunden sowie über das Netzteil an den Stromanschluss angeschlossen. Das Spektralphotometer musste korrekt auf der Basisstation positioniert werden. Nach Öffnen des zugehörigen Programms VITA Easyshade Helper, konnte in das Frasaco Modell der erste Stumpf Zahn 21 eingeschraubt und eine Try-In Paste ausgewählt werden. Anschließend wurde eine Krone bestimmter Stärke, Farbe und Transluzenz auf den Stumpf und die Tiefziehschiene auf das Modell gesetzt. Das Modell wurde nun zentral in einer Lichtkammer (Macbeth Judge II von X-Rite (X-Rite, Inc., Grand Rapids, Michigan, USA)) so platziert, dass die vestibulären Flächen der Frontzähne nach oben zur Lampe ausgerichtet waren. Durch spezielle Leuchtstofflampen gelingt eine Tageslichtsimulation in der Lichtkammer. Die Einstellung „Day“ ermöglicht eine Farbtemperatur von 6500 K, die das durchschnittliche Nordhimmel Tageslicht gleichbleibend und unabhängig vom Umgebungslicht reproduziert.

### 4.2. Spektralphotometrische Analyse

Die spektralphotometrische Analyse wurde durch die Messungen zur Festlegung der Farbraumkoordinaten (CIE L\*a\*b\*) und zur genauen Farbbestimmung durchgeführt. Der Messvorgang begann, wie schon erwähnt, mit der genauen Positionierung des Modells, dem Anschluss des VITA Easyshade<sup>®</sup> Advance 4.0 (VITA Zahnfabrik H. Rauter GmbH & Co. KG, Bad Säckingen, Deutschland), an die Basisstation. Basisstation, Spektralphotometer und Modell wurden korrekt in der Lichtbox positioniert. Zunächst musste das Farbmessgerät kalibriert werden. Dies konnte



entweder automatisch geschehen, indem man das Messgerät in den Kalibrierblockhalter einsetzte und die Spitze des Gerätes bündig und im rechten Winkel zum Kalibrierblock auflegte und dann die Spitze etwas auf den Kalibrierblock nach unten drückte. Bei erfolgreicher Kalibrierung leuchtete eine grüne LED-Anzeige auf und die Handstückspitze beleuchtete den Block; zudem konnte man ein akustisches Signal einstellen. Eine andere Möglichkeit stellte die manuelle Kalibrierung dar. Hierzu musste das Handstück des Messgerätes wie bei der automatischen Kalibrierung positioniert werden, anschließend betätigte man den Messknopf am Handstück. In diesem Fall leuchtete keine grüne LED-Lampe auf, es ertönte lediglich das akustische Signal. Danach war das Messgerät einsatzbereit und die Einzelzahnmessung konnte durchgeführt werden, beginnend mit der ersten Messung. Wie oben beschrieben wurde das Modell vorbereitet. Als erste Krone wurde bspw. die Zahnfarbe A1 in der Transluzenz LT mit der Kronenstärke von 1,0 mm ausgewählt und mit der Try-In Paste „Light+“ beschichtet. Als Stumpffarbe wurde bspw. 1M1 verwendet. Der Codierung nach wurde jede Kombination 3-mal hintereinander gemessen. Dazu wurde die Messspitze des VITA Easyshade® Advance 4.0 bündig auf die Perforationsstelle der Tiefziehschiene und somit direkt auf die Kronenoberfläche gesetzt und der Messknopf betätigt. Ein akustisches Signal (zwei kurze Töne) meldete eine erfolgreiche Messung. Sobald auf dem PC die automatisch übertragenen Messergebnisse sichtbar wurden, konnte die zweite Messung und anschließend die dritte Messung bei der gleichen Krone durchgeführt werden. Anschließend erfolgte ein Kronenwechsel. Die alte Krone wurde von der Try-In Paste gereinigt (abdampfen und anschließend trockenpusten). Die neue Krone wurde nun mit einer Try-In Paste beschichtet und auf den Modellstumpf gesetzt. Nach dem Kronenwechsel wurde das Messgerät nochmals kalibriert. Die Kalibrierung erfolgte somit am Anfang eines jeden Messtages und nach jeder Krone.

Jede Messung wurde wie folgt kodiert:

**Tabelle1: Codierung der Messparameter.**

Transluzenz	Keramikstärke	Kronenfarbe	Stumpffarbe	Try-In Paste	Kronen Nr.	Mess-wdh.	Code
LT	1,0 mm	A1	1M1	Light+	1	1	1
HT	1,5 mm	A2	1M2	Light	2	2	2
	2,0 mm	A3	2L1,5	Neutral	3	3	3
		A3,5	2M2	Warm	4		4
		B2	2M3	Warm+	5		5
			2R1,5				6
			2R2,5				7
			3L1,5				8
			3M2				9
			3M3				10
			3R1,5				11
			3R2,5				12
			4L2,5				13
			4M1				14
			4M2				15
			4R1,5				16
			5M2				17
			5M3				18

So wurde mit dem Code 111/11/11 begonnen, der der Transluzenz LT, Kronenstärke 1,0 mm, Kronenfarbe A1, Stumpffarbe 1M1, Try-In Paste Light+, Krone Nr. 1 und Messung Nr. 1 entspricht. Dadurch, dass jede Messung mit jeder Krone 3-mal wiederholt wurde, ergaben sich am Ende insgesamt 32000 Messungen.

#### 4.3. Statistische Auswertung

Durch die Messungen mit dem Spektralphotometer wurden die CIE L\*a\*b\* Farbkoordinaten bestimmt. Mithilfe der Software VITA Easyshade Helper wurden alle Messergebnisse in einer Liste aufgezeichnet. Die ermittelten Werte wurden in eine Tabelle von MICROSOFT EXCEL 2013 © (Microsoft Corporation, Redmond, Vereinigte Staaten) kopiert. Mithilfe des Instituts für Medizinische Biometrie,

Epidemiologie und Information (IMBEI) in Mainz und des Statistik Programms SPSS (IBM SPSS Version 23 für Windows, SPSS GmbH Software, München) konnte nun die statistische Erfassung und Auswertung erfolgen. Grundlage dieser statistischen Auswertung waren die 32000 ermittelten Messwerte.

Geprüft wurden durch die Auswertung der Werte folgende Nullhypothesen:

1. Die Reduktion der Keramikstärke von 2,0 mm auf 1,0 mm bzw. 1,5 mm geht nicht mit einer Zunahme der Farbdifferenz ( $\Delta E$ ) einher.
2. Die Farbdifferenz ( $\Delta E$ ) nimmt im Vergleich zwischen Keramikfarbe A1 zu den Keramikfarben A2, A3, A3,5 und B2 nicht zu.
3. Im Vergleich zur Try-In Pasten Farbe neutral nimmt die Farbdifferenz ( $\Delta E$ ) zwischen den Try-In Pasten light+, light, warm und warm+ nicht zu, je heller, bzw. dunkler die Try-In Paste ist.
4. Die Farbdifferenz ( $\Delta E$ ) zwischen der Stumpffarbe 1M1 und den Stumpffarben 1M2, 2M2, 3M2, 4M2 und 5M2 nimmt nicht zu, je dunkler die Stumpffarbe ist.

Die Überprüfung der Nullhypothesen erfolgte unter anderem durch die Berechnung der Farbdifferenzen  $\Delta E$  mit der Formel  $\Delta E = \sqrt{(L * _1 - L * _2)^2 + (a * _1 - a * _2)^2 + (b * _1 - b * _2)^2}$ . Dabei ist  $\Delta E \leq 1$  als Grenzwert angegeben, bei dem 50% der Beobachter einen Farbunterschied wahrnehmen. Ist  $\Delta E \geq 3,7$  wird der Farbunterschied von 50 % der Beobachter als klinisch nicht mehr akzeptabel angegeben. Bei der Farbdifferenzberechnung werden Datensätze nach dem zu unterscheidenden Einflussfaktor sortiert, sodass nur dieser eine Faktor verändert wurde, während alle anderen Faktoren gleichblieben. Um die Stärke der unterschiedlichen Einflussfaktoren zu bestimmen, wurde die Farbdifferenz  $\Delta E$  ermittelt. Hierfür wurde für jeden Einflussfaktor eine Referenz gewählt, gegen den die Farbdifferenz berechnet wurde (Referenz: Keramikstärke: 2,0 mm; Keramikfarbe: A1; Try-In Paste: neutral; Stumpffarbe: 1M1). Die ermittelten  $\Delta E$ -Werte der Einflussfaktoren Keramikstärke, Keramikfarbe, Farbe des Befestigungsmaterials und der Stumpffarbe wurden durch die einfaktorielle Varianzanalyse (ANOVA) statistisch analysiert. Hierdurch konnte die Varianz zwischen den verschiedenen Gruppen mit der Varianz innerhalb der Gruppe verglichen werden. Das globale Signifikanzniveau lag hierbei bei  $\alpha = 0,05$ . Um das statistische Signifikanzniveau bei Mehrfachvergleichen

zu berechnen, wurde die Bonferroni-Korrektur, bzw. der post-Hoc Test angewandt, mit einem lokalen Signifikanzniveau von  $\alpha = 0,008$  bei der Gruppe der Keramikfarben, bei der Gruppe des Befestigungsmaterials von  $\alpha = 0,008$  und bei der Gruppe der Stumpffarben von  $\alpha = 0,005$ . Durch diese statistischen Tests konnte bewiesen werden, ob die Gruppen signifikant unterschiedlich zueinander sind.

## 5. Ergebnisse

Die nachfolgenden Ergebnisse zeigen die Auswertung mit IBM SPSS. Die ermittelten Werte wurden in Box-Whisker-Plots grafisch dargestellt. Bei den folgenden Diagrammen befindet sich auf der y-Achse mit dem  $\Delta E$ -Wert die klinische Farbdifferenz mit einem Grenzwert von 3,7. Dabei wird  $\Delta E < 3,7$  als Grenzwert für einen klinisch akzeptablen Farbunterschied und  $\Delta E = 1$  als oberer Grenzwert für einen wahrnehmbaren Farbunterschied definiert. Die x-Achse zeigt abwechselnd die unterschiedlichen Parameter Kronenstärke, Kronenfarbe, Farbe des Befestigungsmaterials und die Stumpffarbe. Jeweils ein Parameter wird festgelegt und übergeordnet, um einen statistischen Vergleich zu erzielen.

### 5.1. Übergeordneter Parameter: Keramikstärke 2,0 mm

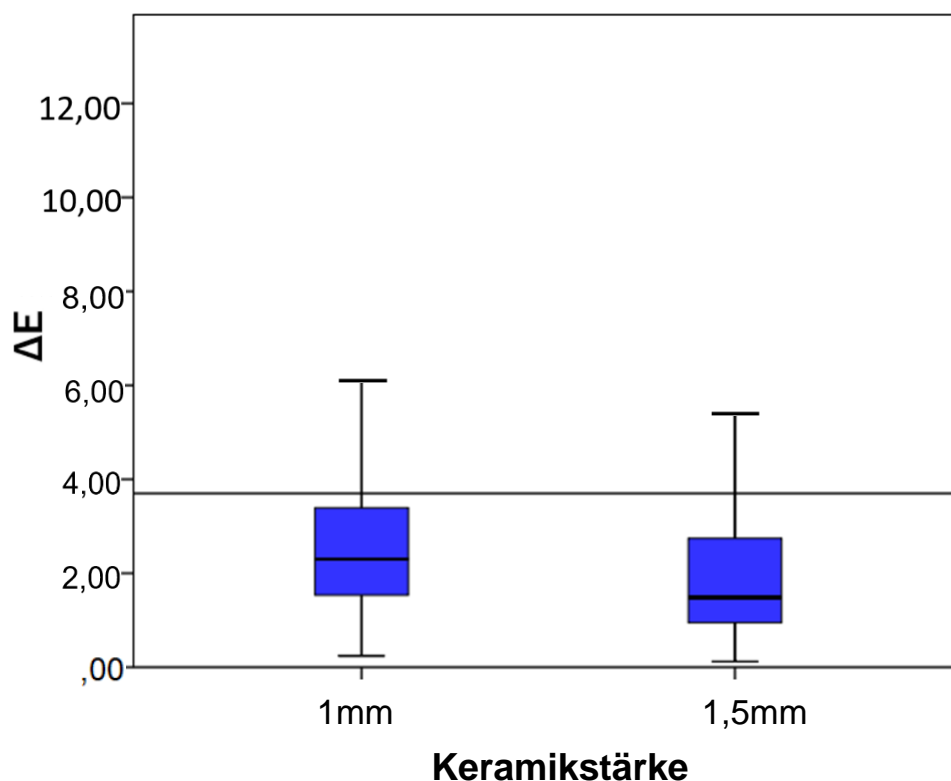
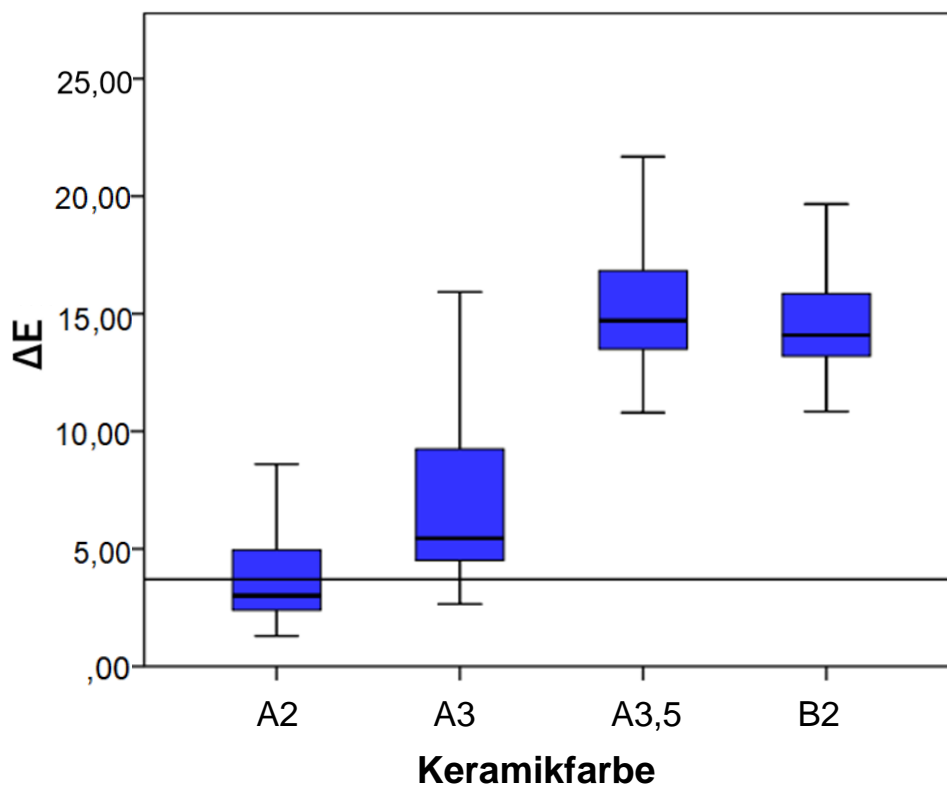


Abbildung 17: Der Box-Whisker-Plot zeigt die resultierenden Farbdifferenzen ( $\Delta E$ ) bei der Reduktion der Keramikstärke von 2,0 mm auf 1,0 mm bzw. von 2,0 mm auf 1,5 mm.

Zunächst wird der Box-Whisker-Plot mit der Referenzkeramikstärke von 2,0 mm beurteilt (Abbildung 17). Im Vergleich der Keramikstärke von 2,0 mm versus 1,0 mm und 2,0 mm versus 1,5 mm lässt sich eine Verringerung von  $\Delta E$  bei Zunahme der Keramikstärke von 1,0 mm auf 1,5 mm erkennen. So liegt der mittlere  $\Delta E$ -Wert bei 2,0 mm versus 1,5 mm bei 1,5 und bei 2,0 mm versus 1,0 mm bei 2,3. In beiden Fällen ist der  $\Delta E$ -Wert  $< 3,7$ . Der Unterschied zwischen den Vergleichsgruppen der Keramikstärke ist mit  $p = 0,268$  statistisch nicht signifikant.

## 5.2. Übergeordneter Parameter: Keramikfarbe A1

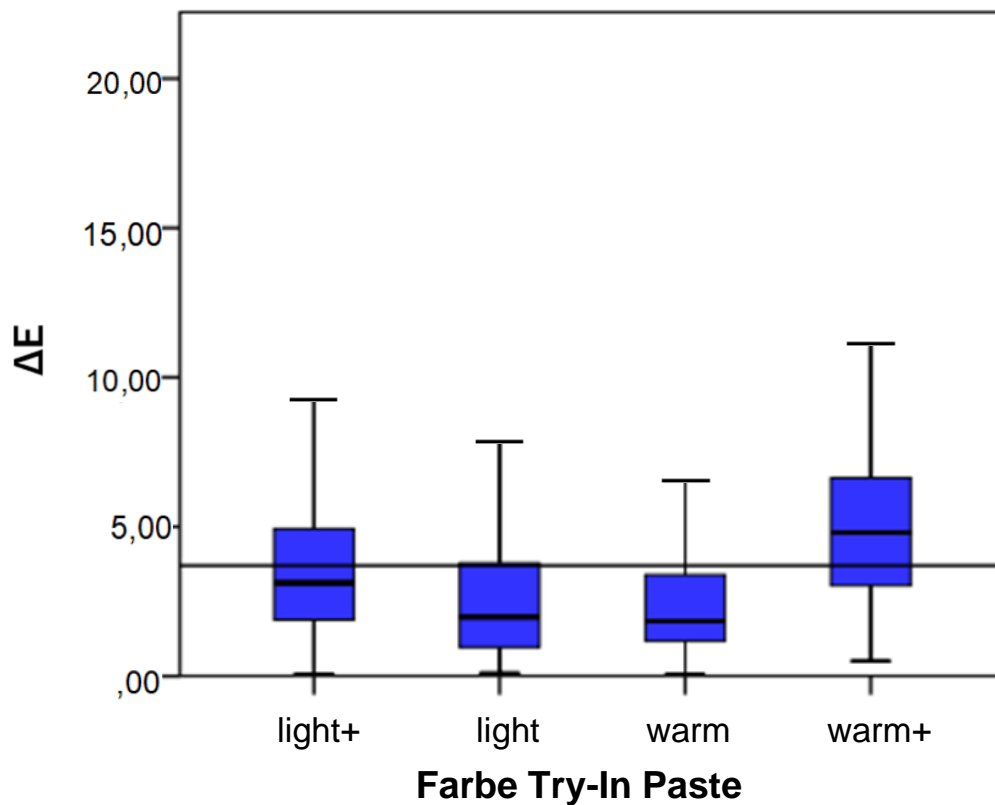


**Abbildung 18:** Der Box-Whisker-Plot zeigt die resultierenden Farbdifferenzen ( $\Delta E$ ) zwischen der Keramikfarbe A1 und den Keramikfarben A2, A3, A3,5 und B2.

In diesem Box-Whisker-Plot (Abbildung 18) werden die Farbdifferenzen ( $\Delta E$ ) zwischen den Keramikfarben A2, A3, A3,5 und B2 mit der Referenzkeramikfarbe A1 verglichen. Im Vergleich zur Keramikfarbe A1 zu A2 ( $\Delta E = 3,05$ ) mit A1 zu A3 ( $\Delta E = 5,5$ ) und A1

zu A3,5 ( $\Delta E = 14,7$ ) kann man mit Abnahme der Helligkeit eine Zunahme der  $\Delta E$ -Werte erkennen. Bei Unterscheidung von Keramikfarbe A1 versus B2 ( $\Delta E = 14,1$ ) lässt sich eine leichte Abnahmetendenz (ausgehend von A1 versus A3,5) erkennen.  $\Delta E$ -Werte  $< 3,7$  resultieren nur bei Keramikfarbe A2. Alle ermittelten  $\Delta E$ -Werte der anderen Keramikfarben liegen über dem  $\Delta E$ -Wert von 3,7. Die berechneten Farbdifferenzen aller Keramikfarben liegen bei  $\Delta E > 1$ . Insgesamt ist zwischen den Gruppen eine statistische Signifikanz mit einem p-Wert  $< 0,05$  gegeben.

### 5.3. Übergeordneter Parameter: Try-In Paste: neutral

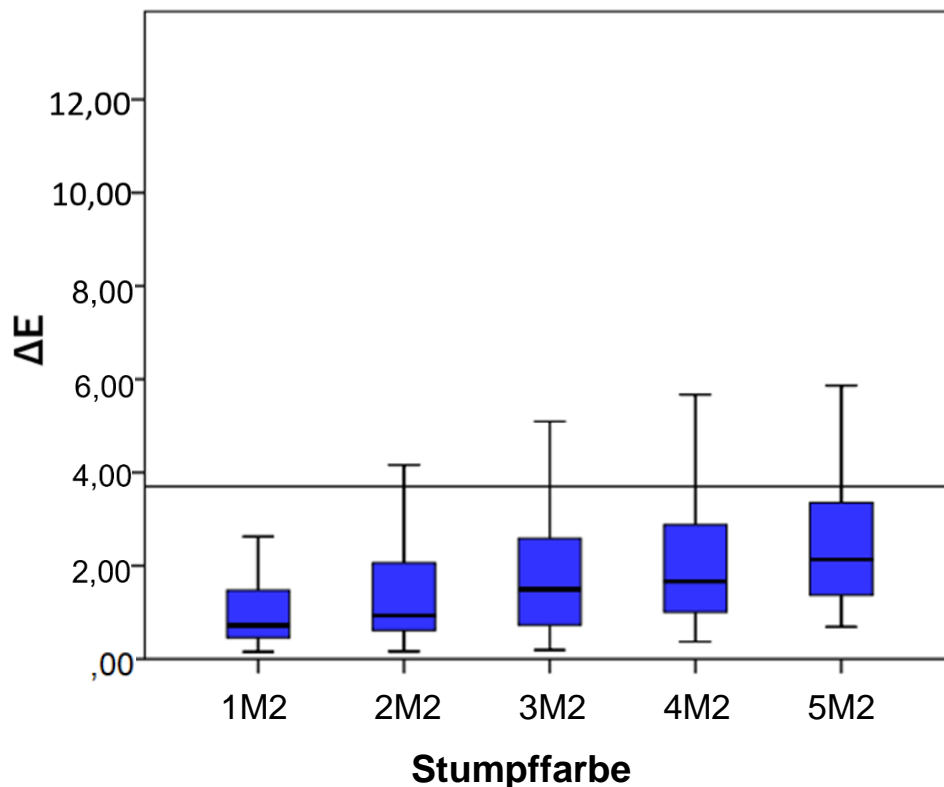


**Abbildung 19:** Der Box-Whisker-Plot veranschaulicht die Farbdifferenzen ( $\Delta E$ ) zwischen den Try-In Pasten light+, light, warm und warm+ und der Referenz Try-In Paste neutral.

Es lässt sich eine Abnahmetendenz der  $\Delta E$ -Werte von Try-In Paste neutral versus light+ ( $\Delta E = 3,15$ ), neutral versus light ( $\Delta E = 2,0$ ) hin zu neutral, sowie bei dem Vergleich von neutral versus warm+ ( $\Delta E = 4,8$ ) und neutral versus warm ( $\Delta E = 1,85$ ) hin zu neutral erkennen (Abbildung 19). Die gemessenen Farbdifferenzen der Try-In Paste warm+ liegen bei einem  $\Delta E$ -Wert  $> 3,7$ . Alle weiteren Werte befinden sich bei  $\Delta E > 1$ . Die Differenz innerhalb der Gruppen ergeben eine statistische Signifikanz ( $p < 0,05$ ).



#### 5.4. Übergeordneter Parameter: Stumpffarbe 1M1



**Abbildung 20:** Der Box-Whisker-Plot veranschaulicht die resultierenden Farbdifferenzen ( $\Delta E$ ) im Vergleich der verschiedenen Stumpffarben 1M2, 2M2, 3M2, 4M2 und 5M2 zur Referenzstumpffarbe 1M1.

Bei Betrachtung des Box-Whisker-Plots (Abbildung 20) lässt sich eine Zunahme der  $\Delta E$ -Werte von 1M2 hin zu 5M2 erkennen ( $\Delta E$  von 1M2: 0,73,  $\Delta E$  von 2M2: 0,95,  $\Delta E$  von 3M2: 1,5,  $\Delta E$  von 4M2: 1,66,  $\Delta E$  von 5M2: 2,15). Insgesamt kann man erkennen, dass die Farbdifferenzen aller Stumpffarben bei einem  $\Delta E$ -Wert kleiner 3,7 liegen. Mit einem  $p$ -Wert  $< 0,05$  lässt sich innerhalb der Gruppen die statistische Signifikanz nachweisen.

## 6. Diskussion

### *6.1. Methodendiskussion/Versuchsaufbau*

Um reproduzierbare Ergebnisse zu erzielen, wurden beim Versuchsaufbau die Umgebungsbedingungen standardisiert. Einflussfaktoren, welche die Ergebnisse verändern könnten, wie z. B. andere Beleuchtungsquellen, wurden so von vornherein ausgeschlossen [59]. Durch spezielle Leuchtstofflampen in der eigenen Studie gelingt eine Tageslichtsimulation in der Lichtkammer. Die Einstellung „Day“ ermöglicht eine Farbtemperatur von 6500 K. Auch Czigola et al. wählten einen Versuchsaufbau, bei dem die spektralphotometrischen Messungen in einem Raum mit künstlichen Lichtbedingungen aufgenommen wurden, um ebenfalls Fehlerquellen auszuschließen. Sie nutzten das VITA Easyshade® Spektralphotometer, welches gemäß der CIE standardmäßig eine Beleuchtung von 6500 K (Tageslicht) für die Farbmessung produziert [89]. Pires et al. beschreiben in ihrer Studie die Aufnahme der Messungen mit einem Spektralphotometer (Minolta CM2600d; Konica Minolta Sensing Americas Inc.), das ebenfalls mit einer Standard Beleuchtungsquelle D65 (Tageslicht) ausgestattet ist, um gleichbleibendes Licht zu erzeugen [86].

Bei der eigenen Studie handelt es sich um eine In-vitro-Studie, innerhalb welcher Vollkeramikronen aus Lithiumdisilikat mittels CAD/CAM Technik konstruiert sowie gefräst und anschließend spektralphotometrisch untersucht wurden. Ähnlich der Studie von Vichi et al. wurden verschiedene Keramikfarben, Keramikstärken, Farben der Befestigungsmaterialien und Abutments/Untergründe unterschiedlicher Farben miteinander kombiniert und mit einem Spektralphotometer auf die L\*a\*b\* Koordinaten hin untersucht [87]. Viele weitere Studien bedienen sich ähnlicher Methoden, um die endgültigen  $\Delta E$ -Werte zu ermitteln [8, 85, 86, 89-91].

Zur instrumentellen Farbbestimmung übliche Farbbestimmungsgeräte in der Zahnmedizin sind das Kolorimeter, das Spektralphotometer und die RGB-Geräte. Letztere arbeiten nach dem Prinzip einer Digitalkamera [63, 73]. Nach dem Spektralverfahren arbeitet ein Spektralphotometer. Er misst das Licht, das von einem Prüfkörper oder Referenzzahn reflektiert wird [73]. Die gemessenen Wellenlängenbereiche können in numerische Werte umgerechnet und in eine

Spektralkurve übertragen werden [63]. Mithilfe des CIE L\*a\*b\* Systems können nun die Farbkoordinaten festgelegt und dreidimensional dargestellt werden [55, 56]. Anschließend lassen sich Farbdifferenzen ( $\Delta E$ -Werte) für einen Standardbeobachter mit seinen klinischen Konsequenzen erfassen [59].

Dentale Farbbestimmungsgeräte unterscheiden sich nicht nur aufgrund ihrer Datenerfassung, sondern auch durch verschiedene Messverfahren. Es lassen sich Punktmessgeräte von Flächenmessgeräten abgrenzen. Flächenmessgeräte erfassen in einer Aufnahme den kompletten Zahn und sorgen so für eine gute Reproduzierbarkeit der Daten [71]. Punktmessgeräte, wie das VITA Easyshade<sup>®</sup> Advance Gerät (VITA Zahnfabrik H. Rauter GmbH & Co. KG, Bad Säckingen, Deutschland), führen mehrere Messungen durch, um die CIE L\*a\*b\* Farbraumkoordinaten zu bestimmen. Am Ende wird ein Mittelwert berechnet, der dann die entsprechende Zahnfarbe angibt [73]. Begrenzt wird die Messung der Zahnfarbe durch die Größe der optischen Blende [63]. Bei dem VITA Easyshade<sup>®</sup> Spektralphotometer beträgt die Größe der optischen Blende 19,63 mm<sup>2</sup>. Der Prüfkörper wird nun mittels der 0°/0° Messgeometrie untersucht, das heißt er wird in einem 0° Winkel belichtet. Der Körper reflektiert einen gewissen Anteil des Lichts, welches wiederum in einem 0° Winkel erfasst wird. Durch diesen besonderen Kontakt zwischen Blende und Keramik können auf der Keramikoberfläche entstehende Reflektionen das Messergebnis nicht verfälschen, was ein wichtiger Bestandteil bei In-vitro-Studien darstellt. Der Oberflächenglanz keramischer Restaurationen kann einen großen Einfluss auf spektralphotometrische Messungen haben und das Endergebnis beeinflussen. Der geringe Durchmesser der optischen Blende bewirkt allerdings auch, dass ein geringer Anteil des reflektierten Lichts außerhalb des Messensors an der Blende vorbeiläuft („edge loss effect“) [92]. In der Literatur wurden für die Auswahl der Messgeometrie unterschiedliche Winkel gefunden, beeinflusst durch die Auswahl des Messinstrumentes. So nutzten Chaiyabutr et al. eine 45°/0° Messgeometrie für das Spektralphotometer Crystaleye (Olympus America Corporation, Center Valley, Pa) [8]. Für die Durchführung der Messungen in dieser Studie ist als spektralphotometrisches Messsystem das VITA Easyshade<sup>®</sup> Advance Gerät aufgrund seiner Eigenschaften am besten geeignet. Als Punktmessgerät ist es einfach in der Anwendung und der Positionierung [74]. Aufgrund einer Studie von Dozic et al. entschieden sich auch Czigola et al. für die Durchführung ihrer Messungen für das VITA Easyshade<sup>®</sup> Advance

4.0, da dieses das am meisten verlässliche Instrument zur Zahnfarbenbestimmung für In-vivo und In-vitro-Studien darstellt [89, 93].

In dieser In-vitro-Studie dient zur Kontrolle der Position des Spektralphotometers eine transparente Repositionierungsschiene, die für eine reproduzierbare Position des VITA Easyshade® Advance sorgt. Zusätzlich stellt die Schiene sicher, dass die Vollkeramikkrone akkurat auf dem Stumpf positioniert wurde. Nicht alle Studien haben den genauen Versuchsaufbau mit Positionierung des Farbmessgerätes auf dem Probeobjekt dokumentiert. Die Proben in der In-vitro-Studie von Kilinc et al. wurden markiert, um eine reproduzierbare Position zu erreichen [88]. Czigola et al. erwähnen lediglich, dass die Messungen standardisiert an der bukkalen Kronenfläche durchgeführt wurden [89]. Al Ben Ali et al. verwendeten einen auspolymerisierten Kunststoff (Ivolon von Ivoclar Vivadent (Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein)) um die Position des Spektralphotometers zu sichern [102].

Adhäsive Befestigungsmaterialien stellen den Goldstandard bei der Befestigung von Dentalkeramiken dar. Sie zeichnen sich durch eine geringe Löslichkeit aus und können die mechanischen Eigenschaften der Keramikkrone und somit die Langzeitprognose verbessern [17, 18, 84]. Um den farblichen Effekt des Zements zu simulieren, wurden in dieser Studie Try-In Pasten verwendet, die in verschiedenen Farben auf dem Markt erhältlich sind, ähnlich den Studien von Chaiyabutr und Czigola et al. [8, 89]. Die Keramikkrone wurden für die Messungen temporär auf den Stumpfreplika mit verschiedenen farbigen Try-In Pasten befestigt und anschließend ausgetauscht. Korrespondierend zu den Try-In Pasten werden vom jeweiligen Hersteller definitive Befestigungsmaterialien hergestellt, wodurch das gleiche ästhetische Ergebnis erzielt werden soll [94]. Die farbliche Übereinstimmung zwischen Try-In Paste und Befestigungsmaterial ist umstritten [90]. Xing et al. konnten dagegen eine gute farbliche Übereinstimmung ( $\Delta E < 2$ ) bei dem Vergleich der Farbe der Try-In Paste und dem entsprechenden Befestigungsmaterial finden [95]. Der Vorteil von Try-In Pasten ist, dass zur farblichen Übereinstimmung mit den Nachbarzähnen die endgültige Restaurationsfarbe simuliert werden kann, ohne die Restauration definitiv eingliedern zu müssen [96]. Aufgrund der wasserlöslichen Eigenschaft der Try-In Pasten ist es möglich, das Material schnell und einfach rückstandslos zu entfernen [89, 94].

In dieser In-vitro-Studie werden die Faktoren Keramikstärke, Keramikfarbe, die Farbe des Befestigungsmaterials und die Stumpffarbe, welche die endgültige

Restaurationsfarbe beeinflussen können, einzeln untersucht und bewertet. Dazu wurden bei Beobachtung eines Faktors die anderen Einflussfaktoren gleichgeschaltet und zu jedem Parameter eine Referenz gewählt (Keramikstärke: Referenz 1,0 mm; Keramikfarbe: A1; Farbe des Befestigungsmaterials: Try-In Paste neutral und Stumpffarbe: 1M1). Auch Czigola et al. bildeten in ihrer Studie Referenzen und entschieden sich bei der Keramikfarbe für A1, da viele Studien A1 als eine der gängigsten Zahnfarben beschreiben. Wie in der eigenen Studie wurde in der Untersuchung von Czigola et al. eine neutrale Try-In Paste als Referenz des Befestigungsmaterials ausgewählt, um die endgültige Restaurationsfarbe z. B. nicht durch ein gefärbtes Befestigungsmaterial zu beeinflussen. Zahnfarbe ND2 bildet die Farbe des Referenzstumpfes, da diese Zahnfarbe einen nicht diskolorierten präparierten gesunden Zahnstumpf wiedergibt, ebenfalls ähnlich zur eigenen Studie mit Referenzzahnstumpffarbe 1M1 [89].

Wurde also der Faktor Keramikstärke untersucht, wurden die Keramikfarbe, die Farbe des Befestigungsmaterials und die Stumpffarbe nicht verändert.

## *6.2. Ergebnisdiskussion*

### 6.2.1. Einfluss der Keramikstärke

Untersucht wurden in dieser Studie die gemessenen Farbdifferenzen ( $\Delta E$ ) bei Lithiumdisilikat Einzelkronen für eine Versorgung auf Kunststoffstümpfen mit Keramikstärken von 1,0 mm und 1,5 mm im Vergleich zur Referenzkeramikstärke von 2,0 mm. Die gewonnenen Ergebnisse zeigen keine statistische Signifikanz bei Reduzierung der Keramikstärke von 1,5 mm auf 1,0 mm. Im Gegensatz zu den hier vorliegenden Ergebnissen konnten Chaiyabutr et al. eine statistisch signifikante Beeinflussung der endgültigen Restaurationsfarbe durch die Veränderung der Keramikstärke ermitteln [8]. Dies könnte dadurch begründet werden, dass in der eigenen Studie weitere Einflussfaktoren auf das Farbergebnis einwirkten. Trotzdem kann man erkennen, dass bei Abnahme der Keramikstärke die Farbdifferenz ( $\Delta E$ ) zunimmt. Bei genauer Betrachtung der Farbdifferenzen ergibt sich bei der Reduktion der Keramikstärke von 2,0 mm auf 1,0 mm ein  $\Delta E$ -Wert von 2,3, während der Wert bei

der Reduktion von 2,0 mm auf 1,5 mm bei  $\Delta E = 1,5$  liegt. Für beide Farbdifferenzen gilt  $\Delta E < 3,7$ . Sie befinden sich deshalb im klinisch akzeptablen Bereich. Zudem liegen sie über dem Grenzwert von  $\Delta E = 1$  und sind somit klinisch wahrnehmbar. Ähnliche Ergebnisse erzielten Vichi et al., dass die Reduktion der Keramikstärke auf 1,0 mm zu wahrnehmbaren Farbdifferenzen führt, da darunterliegende Strukturen nicht mehr suffizient maskiert werden können [87]. Mit der hier durchgeführten Studie übereinstimmend kamen auch Nakamura et al. und Czigola et al. durch die Ergebnisse ihrer In-vitro-Studien zu dem Schluss, dass die Keramikstärke einen wichtigen Faktor zum Erzielen eines bestmöglichen Farbergebnisses bildet [85, 89]. Auch bei Chaiyabutr et al. führte eine höhere Keramikstärke zu einer besseren Maskierung des Kunststoffzahnes und des verwendeten Befestigungsmaterials [8]. Diese Ergebnisse spiegeln sich in der eigenen Studie wider: Mit einer Erhöhung der Keramikstärke von 1,0 mm auf 1,5 mm wird der  $\Delta E$ -Wert kleiner; darunterliegende Strukturen führen also zu einer geringeren Beeinflussung der endgültigen Restaurationsfarbe. Dass die Keramikstärke einen der wichtigsten Faktoren zur Maskierung der darunterliegenden Strukturen darstellt, liegt vermutlich an der in dieser Studie verwendeten Keramik aus Lithiumdisilikat, gehörend zu den transluzenten Glas-/bzw. Silikatkeramiken [6]. Die verwendete Keramik sollte die Eigenschaft besitzen, darunterliegende Strukturen ausreichend maskieren zu können. Je mehr kristalline Bestandteile beinhaltet sind, desto weniger kann auf die Keramik treffendes Licht gestreut werden bzw. hindurchtreten. Die Keramik erscheint somit opaker [89]. Die zu den Oxidkeramiken gehörenden Aluminiumoxid- und Zirkondioxidkeramiken zeichnen sich durch ein festes Gerüst aus, allerdings, bedingt durch den hohen kristallinen Anteil, weisen sie auch schlechtere ästhetische Eigenschaften auf [15, 25, 41]. Sehr gute optische Ergebnisse können erzielt werden durch eine zusätzliche Verblendung der Oxidkeramikgerüste [26, 27]. Da das Gerüst bereits weißlich ist, lassen sich von vornherein unnatürliche und die wenig ästhetischen bläulich erscheinenden Reflexionen, wie sie bei Metallkeramikkonstruktionen auftreten können, verhindern [27, 31].

Lithiumdisilikatkeramiken sind besonders beliebt in der zahnärztlichen Praxis, da sie einfach -chairside- mithilfe der CAD/CAM Technik produziert werden können [7, 38]. Ebenfalls lassen sich Leuzit- und Feldspatkeramiken mithilfe der CAD/CAM Technik herstellen. Bei diesen Keramiken handelt es sich, wie bei Lithiumdisilikat, ebenfalls um

Glas- bzw. Silikatkeramiken [20]. Aufgrund dieser Eigenschaften eignen sich solche Materialien besonders gut für den ästhetisch anspruchsvoll zu versorgenden Frontzahnbereich. Jedoch kann es durch eben diese Eigenschaften zu Schwierigkeiten bei der Maskierung darunterliegender Strukturen kommen. In der Literatur beschäftigen sich einige Studien mit dieser Problematik und belegen, dass unabhängig vom Keramikmaterial oder -system Kronen mit einer Keramikstärke von 2,0 mm dunkel verfärbte Zahnstümpfe suffizient maskieren können [8, 86, 87, 97]. Nakamura et al. evaluierten in einer In-vitro-Studie, dass bereits eine vestibuläre Keramikstärke von 1,6 mm zur ausreichenden Maskierung genügt [85]. Innerhalb der eigenen Untersuchungen kommt es bei einer Reduktion der Stärke von 2,0 mm auf 1,5 mm bzw. von 2,0 mm auf 1,0 mm zu klinisch wahrnehmbaren Farbdifferenzen. Somit reicht die Keramikstärke als alleiniger Parameter nicht mehr zur vollständigen Maskierung der Stumpffarbe aus [87]. Exponentiell mit der Keramikstärke verändert sich die Optik der Keramik. Dabei ist der Faktor der Effektgröße vom Absorptions- und Streukoeffizienten des Materials abhängig [53]. Oftmals wird das Lambert-Beer'sche-Gesetz genutzt, um den Zusammenhang zwischen Absorption und Schichtstärke zu beschreiben: Die Intensität einer Strahlung steht in Zusammenhang mit der Anfangsintensität bei Durchtritt durch eine Schicht mit absorbierender Substanz in Abhängigkeit von Konzentration und Schichtdicke der absorbierenden Substanz [52]. Das bedeutet, dass bei einer Erhöhung der Keramikstärke mehr Licht von der Keramik und weniger von darunterliegenden Strukturen absorbiert wird [98]. Mit Zunahme der Keramikstärke verschieben sich, laut einer Theorie, die CIE  $L^*a^*b^*$  Koordinaten in Richtung Keramik, wenn die Keramikstärke zunimmt. Das Resultat sind messbare Farbdifferenzen [99]. Die endgültige Farbe bei Lithiumdisilikatkeramiken und dem in dieser Studie verwendeten Keramiksystem IPS e.max CAD ist stark durch die Keramikstärke beeinflusst. Schlechte Platzverhältnisse bedingen einen geringeren Substanzabtrag des zu präparierenden Zahnes und münden schnell in schlechten optischen Ergebnissen [87]. Ein Substanzabtrag von mehr als 1,5 mm führt allerdings gehäuft zu Pulpairritationen [17].

Geprüft wurde die erste Nullhypothese, nach der es mit der Reduktion der Keramikstärke zu keiner Zunahme der Farbdifferenz ( $\Delta E$ ) kommt. Anhand des Box-Whisker-Plots 5.1. (Abbildung 17) lässt sich eine Zunahme der Farbdifferenz

erkennen, welche allerdings statistisch nicht signifikant ist (ermitteltes  $p = 0,268 > 0,05$ ).

### 6.2.2. Einfluss der Keramikfarbe

Bei der Literaturrecherche ließen sich kaum Studien mit dem Zusammenhang des Einflusses der Keramikfarbe auf die Farbrealisation finden. Eine der Studien, die mehrere Keramikfarben in ihre Untersuchung einbezogen, ist die In-vitro-Studie von Al Ben Ali et al., die allerdings nicht den Einfluss der Keramikfarbe selbst, sondern die Transluzenz (HT/LT) und Hintergrundfarbe (ND1/ND4) untersuchten, in Verbindung mit den Keramikfarben BL1, A2 und C3 IPS e.max CAD von Ivoclar Vivadent (Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein) [102].

Im klinischen Alltag wird die Farbe der Keramik mithilfe der visuellen, eher subjektiven, oder der instrumentellen, reproduzierbareren Methode bestimmt [3, 65, 68]. Verschiedene Keramiksysteme lassen sich, um ein noch besseres optisches Ergebnis erreichen zu können, mithilfe des cut-back-Verfahrens oder durch die Maltechnik individualisieren [22]. Andere Keramiksysteme wiederum benötigen, um ästhetisch akzeptabel zu werden, eine Verblendung durch Aufbrennen einer weiteren transluzenteren Keramik [26, 27]. Die Menge des Lichts, die von einem Zahn gestreut und absorbiert wird, steht dabei in Zusammenhang mit seinem chemischen Aufbau und dem Anteil an Kristallpartikeln und Farbpigmenten [77].

Beim hier untersuchten IPS e.max CAD System existieren innerhalb der einzelnen Zahnfarben verschiedene Transluzenzen, die wiederum verschiedene Einsatzgebiete bedingen [22]. Die meisten Studien, die sich mit der Farbrealisation von Keramiksystemen beschäftigen, untersuchen die Keramikstärke oder verschiedene Transluzenzen [87, 89]. Eine dieser Studien ist die von Chaiyabutr et al., die als Limitation ihrer Studie angeben, nur eine Kronenfarbe verwendet zu haben (IPS e.max CAD LT Shade BL; Ivoclar Vivadent (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein)). Des Weiteren führten sie aus, dass bei stark diskolorierten präparierten Zähnen Lithiumdisilikatkronen mit der Transluzenz LT vom Einsatz her limitiert sein können. Sollte die Verfärbung zu stark sein, sollte man auf Kronen höherer Opazitäten



zurückgreifen [8]. Auch Nakamura et al. verwendeten in ihrer In-vitro-Studie lediglich die Zahnfarbe A1 zur Farbbestimmung [85].

Bei der eigenen Untersuchung der Keramikfarbe wurde die Farbe A1 als Referenz festgelegt und die Farbdifferenz ( $\Delta E$ ) zwischen dieser und den Keramikfarben A2, A3, A3,5 und B2 berechnet.  $\Delta E$  lag einzig bei Keramikfarbe A2 mit dem Median im klinisch akzeptablen Bereich unter 3,7. Für alle anderen ermittelten Farbdifferenzen der restlichen Keramikfarben galt:  $\Delta E > 3,7$ . Im Gegensatz zu den in der eigenen Studie ermittelten  $\Delta E$ -Werten, liegen die Farbdifferenzen in der Studie von Al Ben Ali et al. bei der helleren Keramikfarbe (BL1) höher als bei den Keramikfarben A2 und C3. Dies lässt sich in deren Studie dadurch begründen, dass die hellere Keramikfarbe in Zusammenhang mit einem dunklen Hintergrund (ND4) und der Transluzenz HT untersucht wurde. Da bei den Keramikfarben A2 und C3 Transluzenz LT verwendet wurde, kann der Farbeffekt der darunterliegenden Strukturen auch besser maskiert werden [102].

Die Farbdifferenzen nehmen in der A-Farbreihe bei dunkler werdenden Keramikfarben zu. Je dunkler die Keramikfarbe, desto geringer wird der  $L^*$  Wert und die Sättigung nimmt zu. Aufgrund unterschiedlicher CIE  $L^*$  Koordinaten der A- und B- Farbenreihe ist der  $\Delta E$ -Wert der Keramikfarbe B2 bei den eigenen Ergebnissen im Vergleich zu A3 größer.

In dieser In-vitro-Studie lässt sich durch die vorliegenden Ergebnisse belegen, dass die untersuchten Keramikfarben einen statistisch signifikanten Einfluss auf die endgültige Farbrealisation von Versorgungsmaterialien haben.

Die zweite Nullhypothese wird durch die vorliegenden Ergebnisse signifikant widerlegt. Somit nimmt die Farbdifferenz  $\Delta E$  in der Reihe der A-Farben bei dunkler werdender Keramikfarbe zu.

### 6.2.3. Einfluss der Farbe des Befestigungsmaterials

In dieser Studie wurde der Farbeffekt einer adhäsiven Befestigung von Vollkeramikkrone mithilfe der Variolink® Esthetic Try-In Pasten simuliert. Getestet und auf die Farbrealisation untersucht wurden die Farbtöne light+, light, neutral, warm und warm+. Bei der vorliegenden Konstruktion wurde der Zementspalt auf 0,1 mm

festgelegt. In weiteren untersuchten Studien wurden andere Stärken des Zementspaltes dokumentiert, was auch das Ergebnis beeinflussen könnte. Chaiyabutr et al. legten einen Zementspalt von 0,3 mm fest [8]. Vichi et al. verglichen in ihrer In-vitro-Studie den Einfluss des Zementspaltes von 0,1 mm mit dem von 0,2 mm auf das endgültige Farbergebnis und konnten beweisen, dass der Unterschied in der Schichtstärke einen geringfügigen Effekt auf die Restaurationsfarbe hat, sich große Farbdiskrepanzen mit einer erhöhten Stärke allerdings nicht ausgleichen lassen [87]. In einer weiteren Studie beschäftigten sich Niu et al. mit dem Einfluss der Schichtstärke des Befestigungsmaterials auf die Farbveränderungen. Es konnte belegt werden, dass bei einer 1,5 mm starken Lithiumdisilikatkrone eine Farbveränderung nicht nur durch die Zementfarbe, sondern auch durch die Schichtstärke beeinflusst werden kann. Untersucht wurden die Schichtstärken 300 µm, 100 µm und 50 µm der Zemente Multilink Automix white opaque, Multilink Automix yellow (Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein), Nexus3 white opaque, Nexus3 white, Nexus3 yellow (KaVo Dental GmbH, Biberach/Riß, Deutschland). Die Kombinationen wurden spektralphotometrisch untersucht und mittels des CIE L\*a\*b\* Farbraumsystems ausgewertet. Sowohl die Zementfarbe, als auch die Schichtstärke können die Farbdifferenzen beeinflussen.  $\Delta E$  für die Kombination aus Nexus 3 white opaque und den Schichtstärken 100 µm und 300 µm lag im klinisch nicht wahrnehmbaren Bereich. Innerhalb des klinisch akzeptablen Bereichs lagen die Kombinationen: Nexus3 white opaque mit einer Schichtstärke von 50 µm, Nexus3 white und Nexus3 yellow für alle Stärken und Multilink white opaque oder Multilink yellow mit 50 µm oder 100 µm Stärke. Im klinisch nicht akzeptablen Bereich lagen Multilink white opaque und Multilink yellow mit einer 300 µm Schichtstärke. Die Zemente Multilink white opaque und Nexus3 opaque wiesen eine gute Maskierung der darunterliegenden Strukturen auf [91]. Allerdings sollte die Schichtstärke limitiert sein, da eine zu hohe Stärke des Zements den Halt zwischen Restauration und Zahn negativ beeinflusst und es zu einer höheren Frakturwahrscheinlichkeit der Krone kommen kann [89].

In der eigenen Untersuchung wurde als Referenz die Try-In Paste neutral festgelegt und verglichen mit dem Effekt der restlichen Try-In Pasten Farben. Die Festlegung der Referenzfarbe deckt sich mit der Studie von Czigola et al., um die endgültige Restaurationsfarbe im Vergleich zu den anderen Try-In Pasten Farben ohne Verfälschung untersuchen zu können [89]. Dies lässt sich dadurch begründen, dass

die neutrale Farbe dem natürlichen Dentin von der Transluzenz her am ähnlichsten ist [80]. Im Vergleich zur neutralen Farbe belegen die Ergebnisse der eigenen Messungen den geringsten Farbunterschied für die Farben light und warm. Beide Farbdifferenzen liegen im klinisch akzeptablen Bereich ( $\Delta E$  light: 2,0,  $\Delta E$  warm: 1,85). Die Farbdifferenzen liegen ebenfalls oberhalb des wahrnehmbaren Grenzwertes ( $\Delta E > 1$ ). Mit dem Median noch innerhalb der klinischen Akzeptanz mit einem  $\Delta E$  von 3,15 liegend, stellt sich die Farbdifferenz der Try-In Paste light+ zu neutral dar. Bei Betrachtung der Farbdifferenz für die Try-In Paste warm+ lässt sich eine Verschiebung der CIE L\*a\*b\* Koordinaten zu klinisch nicht mehr akzeptablen Farbdifferenzen feststellen.  $\Delta E$  liegt hier bei 4,8. Abschließend kann man erkennen, dass alle Try-In Pasten einen wahrnehmbaren Farbunterschied produzieren. Im Gegensatz zu den eigenen Studienergebnissen konnten Czigola et al. nicht für alle Zementfarben einen klinisch wahrnehmbaren Wert ermitteln. Sie untersuchten in ihrer In-vitro-Studie den Einfluss der Farbe des Befestigungsmaterials auf die endgültige Restaurationsfarbe und bestimmten die Farbdifferenzen ( $\Delta E$ ) bei Try-In Pasten Variolink® Esthetics. Sie konnten belegen, dass es bei Benutzung einer opaken Try-In Paste (light+) zu einer signifikanten Veränderung der Zahnfarbe kommt, wenn das Abutment die Zahnfarbe ND9 (IPS Natural Die (Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein)) hat oder aus einer Kobalt-Chrom Legierung besteht. Insgesamt hatten Try-In Pasten den geringsten Effekt auf die Veränderung der CIE L\*a\*b\* Farbkoordinaten. Die Werte weiterer Farbnuancen der Variolink® Esthetics Reihe lagen unterhalb des Grenzwertes für einen klinisch wahrnehmbaren Farbunterschied [89]. Auch Vichi et al. konnten mit ihren Ergebnissen belegen, dass verschiedene Zementfarben des Variolink II Systems (Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein) nur minimale optische Farbveränderungen verursachten, die lediglich mit einem Farbmessgerät wahrnehmbar waren, ebenfalls gegensätzlich zur eigenen Studie [87]. In einer weiteren wissenschaftlichen Arbeit konnte bei Verwendung eines opaken Zements eine Verringerung des  $\Delta E$ -Wertes nachgewiesen werden. Klinisch inakzeptable Farbdifferenzen ( $\Delta E > 3,7$ ) hingen auch mit der Keramikstärke zusammen. Eine Reduzierung der Lithiumdisilikat Keramikstärke auf 1,0 mm resultierte in einer klinisch inakzeptablen Farbdifferenz. Ein weiterer negativ beeinflussender Faktor war der Einsatz eines transluzenten oder opaken Zements auf dunkler Zahnfarbe. Auch eine Krone mit einer Stärke von 1,5 mm, befestigt auf einem dunklen oder transluzenten

Abutment, führte zu einer inakzeptablen Farbdifferenz [8]. Ein Grund für die in der genannten Studie erreichten  $\Delta E$ -Werte könnten die optischen Eigenschaften des keramischen Materials darstellen. Das in der genannten Studie verwendete Material zeichnet sich durch eine hohe Transluzenz aus, welche durch die Kombination einer Glasmatrix und der kristallinen Phase des Lithiumdisilikats entsteht. Diese kristalline Phase reduziert die interne Streuung des Lichts, das durch das Material hindurchtritt. Das belegt auch, wieso in dieser Studie die geringsten  $\Delta E$ -Werte bei einer 2,5 mm dicken Keramikstärke erzielt wurden (IPS e.max CAD LT und Variolink II) [8]. Diese Ergebnisse beweisen, dass die Farbe des Befestigungsmaterials durchaus einen positiven oder negativen Effekt auf das Restaurationsergebnis hat, wie auch in der selbst durchgeführten Betrachtung.

Innerhalb der Gruppen ergibt sich für alle Try-In Pasten Farben eine statistische Signifikanz von  $p < 0,05$ , mit Ausnahme der Differenz zwischen light und warm.

Keramiken unterscheiden sich aufgrund ihrer Herstellung in ihrer Zusammensetzung und somit in ihren optischen Eigenschaften. Es resultiert ein unterschiedlicher Brechungsindex, wodurch die verschiedenen Faktoren, wie die Befestigungsmaterialfarbe einen höheren Einfluss haben [91]. Insgesamt lässt sich erkennen, dass bei geringerer Keramikstärke der Einfluss des Befestigungsmaterials größer wird [8]. Try-In Pasten mit einer hohen Opazität können Farbunterschiede verursachen, wohingegen solche mit geringerer Opazität in den Farben weiß und gelb einen eher kleineren Effekt auf die endgültige Farbe haben. Erklären lässt sich diese Auswirkung durch einen erhöhten Anteil an Farbpigmenten in opaken Try-In Pasten [100]. Dies stellt eine Begründung für die in der eigenen Studie erreichten Ergebnisse dar, da die Try-In Pasten Farben light+ und warm+ höhere  $\Delta E$ -Werte erzielten als die Try-In Pasten Farben light und warm, die von der Farbpigmentierung näher an der neutralen Try-In Paste liegen. Unterschiede in den Farbtönen der Try-In Pasten lassen sich als unterschiedliche Werte der  $a^*$  und  $b^*$  Farbraumkoordinaten festlegen [101]. In dieser In-vitro-Studie wurden bei der Versorgung von Kunststoffstümpfen mit vollkeramischen Einzelkronen klinisch wahrnehmbare und klinisch inakzeptable Farbunterschiede gefunden. Die endgültige Zahnfarbe kann durch verschiedene Farben von Befestigungsmaterialien modifiziert werden.

Die dritte Nullhypothese, dass die Farbdifferenz ( $\Delta E$ ) mit Zunahme der Helligkeit bzw. Dunkelheit der Try-In Pasten im Vergleich zur neutralen Farbe nicht zunimmt, lässt sich mit dieser Studie verwerfen.

#### 6.2.4. Einfluss der Stumpffarbe

Im Rahmen dieser Studie wurde der Einfluss der Stumpffarbe auf die Farbrealisation für Lithiumdisilikatkronen mit Hilfe von Kunststoffstümpfen unterschiedlicher Farben untersucht. Klinische Situationen verschiedener Zahnfarben können durch Kunststoffstümpfe verschiedener Einfärbungen simuliert werden, wie auch in der Studie von Chaiyabutr et al. untersucht und bestätigt wurde [8]. Es wurden Stumpfreplika, bestehend aus einem lichthärtenden Material, verwendet, die von der Firma VITA (VITA VM LC Dentin Base) (VITA Zahnfabrik H. Rauter GmbH & Co. KG, Bad Säckingen, Deutschland) produziert wurden. Diese Kunststoffzähne wurden innerhalb des VITA Toothguide 3D-MASTER® Farbrings hergestellt, wodurch eine Vielzahl natürlicher Zahnfarben eingeschlossen ist und die Helligkeitswerte vom menschlichen Auge gut unterschieden werden [63, 67]. Bestandteil dieser Untersuchung waren die Stumpffarben 1M2, 2M2, 3M2, 4M2 und 5M2 mit Berechnung des Farbunterschieds zum Referenzstumpf 1M1. Für die Stumpffarben 1M2 und 2M2 konnte kein wahrnehmbarer Farbunterschied ( $\Delta E < 1$ ) zu dem Referenzstumpf festgestellt werden. Dieses Ergebnis deckt sich mit einer Studie von Al Ben Ali et al. Mit dem dort festgelegten  $\Delta E$ -Wert  $< 1,7$  (klinisch keine wahrnehmbare Farbdifferenz) konnte für die Zahnfarbe ND1 in Verbindung mit den Kronenfarben A2 und C3 kein Farbunterschied festgestellt werden [102]. In der eigenen In-vitro-Studie konnte für die Stumpffarben 3M2, 4M2 und 5M2 eine klinisch wahrnehmbare Farbdifferenz belegt werden. Dabei lieferte Stumpffarbe 5M2 die höchsten  $\Delta E$ -Werte. Auch Chaiyabutr et al. bewiesen in ihrer In-vitro-Studie, dass ein dunkles Abutment die höchsten  $\Delta E$ -Werte liefert. Je dunkler die Stumpffarbe, desto größer wird die Farbdifferenz ( $\Delta E$ ) [8]. Zu vergleichbaren Ergebnissen gelangten auch Al Ben Ali et al.: Höhere  $\Delta E$ -Werte entstanden durch dunklere Abutmentfarben und einer transluzenteren Keramik (HT) [102].

Alle  $\Delta E$ -Werte der eigenen Studie befinden sich im klinisch akzeptablen Bereich, alle Farbdifferenzen liegen bei  $\Delta E < 3,7$ . Innerhalb des Diagramms lässt sich eine ansteigende Tendenz der  $\Delta E$ -Werte erkennen. Im Gegensatz zu der eigenen Untersuchung stellten Chaiyabutr et al. fest, dass ein dunkles Abutment in Kombination mit einer geringen Keramikstärke (1,0 mm) zu klinisch inakzeptablen Werten mit  $\Delta E > 3,7$  führt [8]. Dieses Ergebnis hat klinische Konsequenzen: Bei geringen Platzverhältnissen kann die Ästhetik limitiert sein. Sollte die Zahnverfärbung zu stark sein, kann die Maskierung durch eine LT Lithiumdisilikatkrone ebenfalls limitiert sein. Dies liegt hauptsächlich an den transluzenten Eigenschaften von Lithiumdisilikatkronen. Bei Lithiumdisilikatkeramiken handelt es sich um eine transluzente Keramik, sodass, aufgrund der Keramikstruktur, ein hoher Lichtanteil die Keramik durchdringen kann und die darunterliegenden Strukturen einen höheren Einfluss auf die Restaurationsfarbe haben [8]. Nakamura et al. beschreiben in ihrer Studie die gleiche Problematik und weisen darauf hin, dass eine Erhöhung der Keramikstärke der Restauration zu einer höheren Opazität führt, das Material den Lichtdurchtritt dadurch vermindert, die Lichtstreuung erhöht wird und der Einfluss eines dunklen Abutments abnimmt [85]. Die eigenen und in der Literatur gefundenen Studienergebnisse bestätigen, dass ein dunkler Zahnstumpf einen großen Einfluss auf die spätere Restaurationsfarbe hat. Diese Wirkung kann die Farbauswahl schwierig gestalten, was eine gute Kommunikation zwischen Zahntechniker und Zahnarzt unumgänglich macht [64]. Ein entscheidender Punkt für ein ästhetisches Ergebnis in der restaurativen Zahnheilkunde ist das Wissen um eben diesen hohen Einfluss der Zahnstumpffarbe.

Die vierte Nullhypothese, dass die Farbdifferenz nicht zunimmt, wenn die Stumpffarbe dunkler wird, kann durch die vorliegenden Ergebnisse dieser Untersuchung abgelehnt werden (auf dem Signifikanzniveau von  $p \leq 0,05$ ).

## 7. Zusammenfassung

Ziel dieser In-vitro-Studie war es, den Einfluss von Keramikstärke, Keramikfarbe, Farbe des Befestigungsmaterials und der Stumpffarbe hinsichtlich der Farbrealisation von monolithischen Ivoclar Vivadent e.max CAD Vollkeramikronen (Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein) zu untersuchen. Für diesen Zweck wurden Kronen mittels CAD/CAM Technik konstruiert und hergestellt. Um die Farbrealisation in Hinblick auf die Keramikstärke zu überprüfen, wurden Einzelkronen mit den Stärken 1,0 mm, 1,5 mm und 2,0 mm produziert. Zur Evaluation der Zahnfarbe wurden Kronen in den Zahnfarben A1, A2, A3, A3,5 und B2 hergestellt. Zusätzlich sollten zwei unterschiedliche Transluzenzen, LT und HT, untersucht werden. Dazu wurden jeweils fünf Kronen in der Variante LT in den Keramikfarben A1, A2, A3, A3,5 und B2 und in der Variante HT in der Keramikfarbe A1, A2 und A3 hergestellt, sodass insgesamt 120 Kronen für die In-vitro-Studie zur Verfügung standen. Die gefrästen Vollkeramikronen wurden mithilfe von Variolink® Esthetic Try-In Pasten in den Farben light+, light, neutral, warm und warm+ temporär auf Stumpfreplika eingesetzt. Die Stumpfreplika wiesen 18 unterschiedliche Einfärbungen auf, die Zahnfarben 1M1, 1M2, 2M2, 3M2, 4M2 und 5M2 wurden für die Untersuchung herangezogen. Mithilfe eines Spektralphotometers, dem VITA Easyshade® Advance 4.0, wurde jede mögliche Kombination aus Keramikstärke, Keramikfarbe, Farbe des Befestigungsmaterials und Stumpffarbe, 3-mal gemessen. Durch die Messungen konnten nun CIE L\*a\*b\* Werte berechnet werden, um Farbunterschiede ( $\Delta E$ ) zwischen den einzelnen Einflussfaktoren zu ermitteln. Für jeden Faktor wurde eine Referenz gewählt, die innerhalb der Berechnung nicht verändert und mit den Messergebnissen verglichen wurde. Die statistische Analyse erfolgte über eine einfaktorische Varianzanalyse (ANOVA) und im Mehrfachvergleich über den Bonferroni post-hoc Test.

Bei der Keramikstärke ließ sich hinsichtlich der ermittelten Farbdifferenzen  $\Delta E$  kein signifikanter Unterschied feststellen ( $p > 0,05$ ). Eine Reduktion der Keramikstärke von 2,0 mm auf 1,5 mm und von 2,0 mm auf 1,0 mm ergab einen klinisch wahrnehmbaren ( $\Delta E > 1$ ) und akzeptablen Farbunterschied ( $\Delta E < 3,7$ ). Wurde die Keramikstärke geringer, kam es generell zu größeren Farbdifferenzen ( $\Delta E$ ).

Die Evaluation der Keramikfarben belegt zwischen allen Farben eine statistische Signifikanz. Einzig die Keramikfarbe A2 befindet sich im klinisch akzeptablen Bereich ( $\Delta E < 3,7$ ). Die Farbdifferenzen der Keramikfarben A3, A3,5 und B2 befinden sich teils deutlich im klinisch inakzeptablen Bereich. Es ließ sich zudem feststellen, dass, je dunkler die Keramikfarbe im Bereich der A-Zahnfarben wurde, sich die Farbdifferenzen im Vergleich zur Referenzfarbe A1 vergrößerten.

Die Farbdifferenzen zwischen den untersuchten Try-In Pasten belegen innerhalb der Gruppen einen signifikanten Unterschied mit  $p < 0,001$ . Klinisch wahrnehmbare und akzeptable Farbdifferenzen ergaben die Try-In Pasten light+, light und warm im Vergleich zur neutralen Farbe. Try-In Paste warm+ zeigt klinisch nicht akzeptable Farbdifferenzen auf ( $\Delta E > 3,7$ ). Insgesamt lässt sich von Try-In Paste neutral ausgehend eine Zunahme der Farbdifferenz feststellen, in Zusammenhang stehend mit einer Zunahme der Opazität, bzw. der Farbpigmente.

Bei der Untersuchung der Farbdifferenzen der Stumpffarben ergab sich im Gruppenvergleich eine statistische Signifikanz. Alle Vergleichswerte der CIE  $L^*a^*b^*$  Farbraumkoordinaten lagen im klinisch akzeptablen Bereich mit  $\Delta E < 3,7$ . Klinisch nicht wahrnehmbar waren die Farbunterschiede von 1M2 und 2M2 zur Referenzfarbe 1M1 ( $\Delta E < 1$ ). Zusammenfassend ließ sich bei einer dunkler werdenden Stumpffarbe eine Zunahme der  $\Delta E$ -Werte beobachten.

Die Ergebnisse dieser In-vitro-Studie beweisen, dass die Auswahl der endgültigen Zahnfarbe bzw. die Reproduktion der Zahnfarbe durch viele verschiedene Faktoren erschwert wird. Ein genaues Wissen über die Materialeigenschaften der verschiedenen Keramiken, die sich durch Transluzenz, Opaleszenz, Reflektion und Absorption unterscheiden, sowie eine gute Kommunikation mit dem Zahnlabor sind für ein gutes ästhetisches Ergebnis unabdingbar. Da es sich bei dem hier verwendeten IPS e.max CAD System um eine Lithiumdisilikat und somit um eine transluzente Keramik handelt, müssen sich Behandler und Techniker darüber im Klaren sein, dass darunterliegende Strukturen zu einer Veränderung der resultierenden Restaurationsfarbe beitragen können. Falls möglich kann durch einen vermehrten Substanzabtrag die Kronenstärke erhöht und eventuell stark verfärbte Zähne besser maskiert werden. Auch die Verwendung unterschiedlicher adhäsiver Befestigungsmaterialien lässt eine Modifikation der Zahnfarbe zu.



## 8. Literaturverzeichnis

1. Strub JR, Türp JC, Witkowski S, Hürzeler MB, Kern M. Curriculum Prothetik. 3rd ed. Berlin: Quintessenz; 2005.
2. Kovacevic Pavicic D, Pavlic A, Kinkela Devcic M, Lajnert V, Spalj S. Tooth Color as a Predictor of Oral Health-Related Quality of Life in Young Adults. *Journal of prosthodontics : official journal of the American College of Prosthodontists*. 2019;28(4):e886-e92.
3. Elamin HO, Abubakr NH, Ibrahim YE. Identifying the tooth shade in group of patients using Vita Easyshade. *European journal of dentistry*. 2015;9(2):213-7.
4. Di Murro B, Gallusi G, Nardi R, Libonati A, Angotti V, Campanella V. The relationship of tooth shade and skin tone and its influence on the smile attractiveness. *Journal of esthetic and restorative dentistry : official publication of the American Academy of Esthetic Dentistry [et al]*. 2020;32(1):57-63.
5. Bachhav VC, Aras MA. The effect of ceramic thickness and number of firings on the color of a zirconium oxide based all ceramic system fabricated using CAD/CAM technology. *The journal of advanced prosthodontics*. 2011;3(2):57-62.
6. Makhija SK, Lawson NC, Gilbert GH, Litaker MS, McClelland JA, Louis DR, et al. Dentist material selection for single-unit crowns: Findings from the National Dental Practice-Based Research Network. *Journal of dentistry*. 2016;55:40-7.
7. Giordano R. Materials for chairside CAD/CAM-produced restorations. *Journal of the American Dental Association (1939)*. 2006;137 Suppl:14s-21s.
8. Chaiyabutr Y, Kois JC, Lebeau D, Nunokawa G. Effect of abutment tooth color, cement color, and ceramic thickness on the resulting optical color of a CAD/CAM glass-ceramic lithium disilicate-reinforced crown. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2011;105(2):83-90.
9. Schmidseder J, Munz T. *Ästhetische Zahnmedizin*. In: Wolf HF, editor. 2 ed. Stuttgart: Thieme; 2009.
10. Edelhoff D, Brix O. All-ceramic restorations in different indications: a case series. *Journal of the American Dental Association (1939)*. 2011;142 Suppl 2:14s-9s.

11. McCracken MS, Louis DR, Litaker MS, Miny  HM, Mungia R, Gordan VV, et al. Treatment recommendations for single-unit crowns: Findings from The National Dental Practice-Based Research Network. *Journal of the American Dental Association* (1939). 2016;147(11):882-90.
12. Kelly JR, Benetti P. Ceramic materials in dentistry: historical evolution and current practice. *Australian dental journal*. 2011;56 Suppl 1:84-96.
13. Christensen GJ. The all-ceramic restoration dilemma: where are we? *Journal of the American Dental Association* (1939). 2011;142(6):668-71.
14. Kunzelmann KH, Pospiech P, Mehl A, Frankenberger R, Reiss B, Wiedhahn K, et al. *Vollkeramik auf einen Blick*. Ettlingen: Arbeitsgemeinschaft f r Keramik in der Zahnheilkunde e.V.; 2006.
15. Pieger S, Salman A, Bidra AS. Clinical outcomes of lithium disilicate single crowns and partial fixed dental prostheses: a systematic review. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2014;112(1):22-30.
16. Silva LHD, Lima E, Miranda RBP, Favero SS, Lohbauer U, Cesar PF. Dental ceramics: a review of new materials and processing methods. *Brazilian oral research*. 2017;31(suppl 1):e58.
17. Raigrodski AJ. Contemporary materials and technologies for all-ceramic fixed partial dentures: a review of the literature. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2004;92(6):557-62.
18. Nakamura T, Ohyama T, Imanishi A, Nakamura T, Ishigaki S. Fracture resistance of pressable glass-ceramic fixed partial dentures. *Journal of oral rehabilitation*. 2002;29(10):951-5.
19. Silva NR, Thompson VP, Valverde GB, Coelho PG, Powers JM, Farah JW, et al. Comparative reliability analyses of zirconium oxide and lithium disilicate restorations in vitro and in vivo. *Journal of the American Dental Association* (1939). 2011;142 Suppl 2:4s-9s.
20. Conrad HJ, Seong WJ, Pesun IJ. Current ceramic materials and systems with clinical recommendations: a systematic review. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2007;98(5):389-404.
21. Stappert CF, Att W, Gerds T, Strub JR. Fracture resistance of different partial-coverage ceramic molar restorations: An in vitro investigation. *Journal of the American Dental Association* (1939). 2006;137(4):514-22.

22. Informationsbroschüre E.max Cad ([https://www.lavazentrum.com/produkte-pdf/e\\_max/IPS\\_e-max\\_CAD\\_Zahntechniker.pdf](https://www.lavazentrum.com/produkte-pdf/e_max/IPS_e-max_CAD_Zahntechniker.pdf)).
23. Rosenblum MA, Schulman A. A review of all-ceramic restorations. *Journal of the American Dental Association* (1939). 1997;128(3):297-307.
24. May KB, Russell MM, Razzoog ME, Lang BR. Precision of fit: the Procera AllCeram crown. *The Journal of prosthetic dentistry*. 1998;80(4):394-404.
25. Sen D, Poyrazoglu E, Tuncelli B, Göller G. Shear bond strength of resin luting cement to glass-infiltrated porous aluminum oxide cores. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2000;83(2):210-5.
26. Ersu B, Yuzugullu B, Ruya Yazici A, Canay S. Surface roughness and bond strengths of glass-infiltrated alumina-ceramics prepared using various surface treatments. *Journal of dentistry*. 2009;37(11):848-56.
27. Harada K, Raigrodski AJ, Chung KH, Flinn BD, Dogan S, Mancl LA. A comparative evaluation of the translucency of zirconias and lithium disilicate for monolithic restorations. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2016;116(2):257-63.
28. Informationsbroschüre ZirCad Prime ([https://www.cadfirst.de/fileadmin/user\\_upload/ips-emax-zircad-prime-Broschuere.pdf](https://www.cadfirst.de/fileadmin/user_upload/ips-emax-zircad-prime-Broschuere.pdf)).
29. Anusavice KJ. Degradability of dental ceramics. *Advances in dental research*. 1992;6:82-9.
30. Chan C, Weber H. Plaque retention on teeth restored with full-ceramic crowns: a comparative study. *The Journal of prosthetic dentistry*. 1986;56(6):666-71.
31. Gehrt M, Wolfart S, Rafai N, Reich S, Edelhoff D. Clinical results of lithium-disilicate crowns after up to 9 years of service. *Clinical oral investigations*. 2013;17(1):275-84.
32. Sailer I, Makarov NA, Thoma DS, Zwahlen M, Pjetursson BE. All-ceramic or metal-ceramic tooth-supported fixed dental prostheses (FDPs)? A systematic review of the survival and complication rates. Part I: Single crowns (SCs). *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*. 2015;31(6):603-23.
33. Wall JG, Cipra DL. Alternative crown systems. Is the metal-ceramic crown always the restoration of choice? *Dental clinics of North America*. 1992;36(3):765-82.

34. Pjetursson BE, Sailer I, Zwahlen M, Hämmerle CH. A systematic review of the survival and complication rates of all-ceramic and metal-ceramic reconstructions after an observation period of at least 3 years. Part I: Single crowns. *Clinical oral implants research*. 2007;18 Suppl 3:73-85.
35. Anusavice KJ. Recent developments in restorative dental ceramics. *Journal of the American Dental Association (1939)*. 1993;124(2):72-4, 6-8, 80-4.
36. Rauch A, Reich S, Dalchau L, Schierz O. Clinical survival of chair-side generated monolithic lithium disilicate crowns:10-year results. *Clinical oral investigations*. 2018;22(4):1763-9.
37. Della Bona A, Kelly JR. The clinical success of all-ceramic restorations. *Journal of the American Dental Association (1939)*. 2008;139 Suppl:8s-13s.
38. Aziz A, El-Mowafy O, Tenenbaum HC, Lawrence HP, Shokati B. Clinical performance of chairside monolithic lithium disilicate glass-ceramic CAD-CAM crowns. *Journal of esthetic and restorative dentistry : official publication of the American Academy of Esthetic Dentistry [et al]*. 2019;31(6):613-9.
39. Sravanthi Y, Ramani YV, Rathod AM, Ram SM, Turakhia H. The comparative evaluation of the translucency of crowns fabricated with three different all-ceramic materials: an in vitro study. *Journal of clinical and diagnostic research : JCDR*. 2015;9(2):Zc30-4.
40. Blatz MB, Sadan A, Kern M. Resin-ceramic bonding: a review of the literature. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2003;89(3):268-74.
41. Heffernan MJ, Aquilino SA, Diaz-Arnold AM, Haselton DR, Stanford CM, Vargas MA. Relative translucency of six all-ceramic systems. Part I: core materials. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2002;88(1):4-9.
42. Edelhoff D, Sorensen JA. Tooth structure removal associated with various preparation designs for posterior teeth. *The International journal of periodontics & restorative dentistry*. 2002;22(3):241-9.
43. Borelli B, Sorrentino R, Goracci C, Zarone F, Ferrari M. In vitro analysis of residual tooth structure of maxillary anterior teeth after different prosthetic finish line preparations for full-coverage single crowns. *Journal of oral science*. 2013;55(1):79-84.

44. Dhima M, Paulusova V, Carr AB, Rieck KL, Lohse C, Salinas TJ. Practice-based clinical evaluation of ceramic single crowns after at least five years. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2014;111(2):124-30.
45. Raigrodski AJ, Chiche GJ. The safety and efficacy of anterior ceramic fixed partial dentures: A review of the literature. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2001;86(5):520-5.
46. Wang X, Fan D, Swain MV, Zhao K. A systematic review of all-ceramic crowns: clinical fracture rates in relation to restored tooth type. *The International journal of prosthodontics*. 2012;25(5):441-50.
47. Walton TR. The up to 25-year survival and clinical performance of 2,340 high gold-based metal-ceramic single crowns. *The International journal of prosthodontics*. 2013;26(2):151-60.
48. Behr M, Zeman F, Baitinger T, Galler J, Koller M, Handel G, et al. The clinical performance of porcelain-fused-to-metal precious alloy single crowns: chipping, recurrent caries, periodontitis, and loss of retention. *The International journal of prosthodontics*. 2014;27(2):153-60.
49. Valenti M, Valenti A. Retrospective survival analysis of 261 lithium disilicate crowns in a private general practice. *Quintessence international* (Berlin, Germany : 1985). 2009;40(7):573-9.
50. Toman M, Toksavul S. Clinical evaluation of 121 lithium disilicate all-ceramic crowns up to 9 years. *Quintessence international* (Berlin, Germany : 1985). 2015;46(3):189-97.
51. Goodacre CJ, Bernal G, Rungcharassaeng K, Kan JY. Clinical complications in fixed prosthodontics. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2003;90(1):31-41.
52. Berns R, Billmeyer F, Saltzman M. *Billmeyer and Saltzman's Principles of Color Technology*. New York: John Wiley & Sons; 2000.
53. Jorgenson MW, Goodkind RJ. Spectrophotometric study of five porcelain shades relative to the dimensions of color, porcelain thickness, and repeated firings. *The Journal of prosthetic dentistry*. 1979;42(1):96-105.
54. Kim IJ, Lee YK, Lim BS, Kim CW. Effect of surface topography on the color of dental porcelain. *Journal of materials science Materials in medicine*. 2003;14(5):405-9.

55. Corcodel N, Rammelsberg P, Jakstat H, Moldovan O, Schwarz S, Hassel AJ. The linear shade guide design of Vita 3D-master performs as well as the original design of the Vita 3D-master. *Journal of oral rehabilitation*. 2010;37(11):860-5.
56. Eiffler C, Cevirgen E, Helling S, Zornek J, Pritsch M, Hassel AJ. Differences in lightness, chroma, and hue in the anterior teeth of quinquagenarians and septuagenarians. *Clinical oral investigations*. 2010;14(5):587-91.
57. Makarenko AV, Shaykevich IA. Dependence of the whiteness of paper on surface roughness and illumination conditions. *Color Res Appl*. 2000;25(3):170-5.
58. Joiner A, Hopkinson I, Deng Y, Westland S. A review of tooth colour and whiteness. *Journal of dentistry*. 2008;36 Suppl 1:S2-7.
59. Johnston WM. Color measurement in dentistry. *Journal of dentistry*. 2009;37 Suppl 1:e2-6.
60. Chenchugopal M, Venumbaka NR, Vijayakumar P, Selvaraju G, Rajendran S, Elangovan A. Shade selection of primary maxillary anterior teeth in children using Vitapan classical shade guide. *Indian journal of dental research : official publication of Indian Society for Dental Research*. 2016;27(6):657-60.
61. Kalman L. Development of a novel dental shade determination application. *Journal of dental research, dental clinics, dental prospects*. 2020;14(1):73-6.
62. Sikri VK. Color: Implications in dentistry. *Journal of conservative dentistry : JCD*. 2010;13(4):249-55.
63. Chu SJ. *Dentale Farbenlehre*. Berlin: Quintessenz; 2004.
64. Berry J, Nesbit M, Saberi S, Petridis H. Communication methods and production techniques in fixed prosthesis fabrication: a UK based survey. Part 1: communication methods. *British dental journal*. 2014;217(6):E12.
65. Hugo B, Witzel T, Klaiber B. Comparison of in vivo visual and computer-aided tooth shade determination. *Clinical oral investigations*. 2005;9(4):244-50.
66. Culpepper WD. A comparative study of shade-matching procedures. *The Journal of prosthetic dentistry*. 1970;24(2):166-73.
67. Junker-Malcharek A, Kroszewsky K. Farbbestimmung mit der Vitapan classical und Vitapan 3D-Master Farbskala im Vergleich. *Deutsche Zahnärztl*. 2002(57):562-5.

68. Paul S, Peter A, Pietrobon N, Hämmerle CH. Visual and spectrophotometric shade analysis of human teeth. *Journal of dental research*. 2002;81(8):578-82.
69. Sproull RC. Color matching in dentistry. II. Practical applications of the organization of color. *The Journal of prosthetic dentistry*. 1973;29(5):556-66.
70. Ishikawa-Nagai S, Ishibashi K, Tsuruta O, Weber HP. Reproducibility of tooth color gradation using a computer color-matching technique applied to ceramic restorations. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2005;93(2):129-37.
71. Devigus A. Die digitale Farbmessung in der Zahnmedizin. *Die Quintessenz*. 2003;54(5):495-500.
72. Okubo SR, Kanawati A, Richards MW, Childress S. Evaluation of visual and instrument shade matching. *The Journal of prosthetic dentistry*. 1998;80(6):642-8.
73. Baltzer A, Kaufmann-Jinoian V. Die digitale Farbmessung der Zähne. *Quintessenz Zahntech*. 2004b;8(30):834-54.
74. Wee AG, Lindsey DT, Kuo S, Johnston WM. Color accuracy of commercial digital cameras for use in dentistry. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*. 2006;22(6):553-9.
75. Kim-Pusateri S, Brewer JD, Davis EL, Wee AG. Reliability and accuracy of four dental shade-matching devices. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2009;101(3):193-9.
76. Jarad FD, Russell MD, Moss BW. The use of digital imaging for colour matching and communication in restorative dentistry. *British dental journal*. 2005;199(1):43-9; discussion 33.
77. Seghi RR, Johnston WM, O'Brien WJ. Spectrophotometric analysis of color differences between porcelain systems. *The Journal of prosthetic dentistry*. 1986;56(1):35-40.
78. Zijp JR, ten Bosch JJ, Groenhuis RA. HeNe-laser light scattering by human dental enamel. *Journal of dental research*. 1995;74(12):1891-8.
79. Khashayar G, Dozic A, Kleverlaan CJ, Feilzer AJ, Roeters J. The influence of varying layer thicknesses on the color predictability of two different composite layering concepts. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*. 2014;30(5):493-8.

80. Villarroel M, Fahl N, De Sousa AM, De Oliveira OB, Jr. Direct esthetic restorations based on translucency and opacity of composite resins. *Journal of esthetic and restorative dentistry : official publication of the American Academy of Esthetic Dentistry* [et al]. 2011;23(2):73-87.
81. Corciolani G, Vichi A, Louca C, Ferrari M. Influence of layering thickness on the color parameters of a ceramic system. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*. 2010;26(8):737-42.
82. Wee AG, Monaghan P, Johnston WM. Variation in color between intended matched shade and fabricated shade of dental porcelain. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2002;87(6):657-66.
83. Sjögren G, Lantto R, Tillberg A. Clinical evaluation of all-ceramic crowns (Dicor) in general practice. *The Journal of prosthetic dentistry*. 1999;81(3):277-84.
84. Rosenstiel SF, Land MF, Crispin BJ. Dental luting agents: A review of the current literature. *The Journal of prosthetic dentistry*. 1998;80(3):280-301.
85. Nakamura T, Saito O, Fuyikawa J, Ishigaki S. Influence of abutment substrate and ceramic thickness on the colour of heat-pressed ceramic crowns. *Journal of oral rehabilitation*. 2002;29(9):805-9.
86. Pires LA, Novais PM, Araújo VD, Pegoraro LF. Effects of the type and thickness of ceramic, substrate, and cement on the optical color of a lithium disilicate ceramic. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2017;117(1):144-9.
87. Vichi A, Ferrari M, Davidson CL. Influence of ceramic and cement thickness on the masking of various types of opaque posts. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2000;83(4):412-7.
88. Kilinc E, Antonson SA, Hardigan PC, Kesercioglu A. Resin cement color stability and its influence on the final shade of all-ceramics. *Journal of dentistry*. 2011;39 Suppl 1:e30-6.
89. Czigola A, Abram E, Kovacs ZI, Marton K, Hermann P, Borbely J. Effects of substrate, ceramic thickness, translucency, and cement shade on the color of CAD/CAM lithium-disilicate crowns. *Journal of esthetic and restorative dentistry : official publication of the American Academy of Esthetic Dentistry* [et al]. 2019;31(5):457-64.



90. Chang J, Da Silva JD, Sakai M, Kristiansen J, Ishikawa-Nagai S. The optical effect of composite luting cement on all ceramic crowns. *Journal of dentistry*. 2009;37(12):937-43.
91. Niu E, Agustin M, Douglas RD. Color match of machinable lithium disilicate ceramics: Effects of cement color and thickness. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2014;111(1):42-50.
92. ten Bosch JJ, Coops JC. Tooth color and reflectance as related to light scattering and enamel hardness. *Journal of dental research*. 1995;74(1):374-80.
93. Dozić A, Kleverlaan CJ, El-Zohairy A, Feilzer AJ, Khashayar G. Performance of five commercially available tooth color-measuring devices. *Journal of prosthodontics : official journal of the American College of Prosthodontists*. 2007;16(2):93-100.
94. Diniz RS, Albuquerque LFB, Tavares RJR, Moffa EB, Lago ADN, Gonçalves LM. Correspondence between try-in pastes and resin cements, and color stability of bonded lithium disilicate disks. *Brazilian oral research*. 2019;33:e009.
95. Xing W, Jiang T, Ma X, Liang S, Wang Z, Sa Y, et al. Evaluation of the esthetic effect of resin cements and try-in pastes on ceromer veneers. *Journal of dentistry*. 2010;38 Suppl 2:e87-94.
96. Daneshpooy M, Pournaghi Azar F, Alizade Oskoe P, Bahari M, Asdagh S, Khosravani SR. Color agreement between try-in paste and resin cement: Effect of thickness and regions of ultra-translucent multilayered zirconia veneers. *Journal of dental research, dental clinics, dental prospects*. 2019;13(1):61-7.
97. Douglas RD, Przybylska M. Predicting porcelain thickness required for dental shade matches. *The Journal of prosthetic dentistry*. 1999;82(2):143-9.
98. Nobbs J. Colour-match prediction for pigmented materials. *Colour Physics for Industry*. 1997.
99. Rosensteil S, Land M, Fujimoto J. *Contemporary Fixed Prosthodontics* St louis: Mosby; 2006.
100. Chu FC, Chow TW, Chai J. Contrast ratios and masking ability of three types of ceramic veneers. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2007;98(5):359-64.

101. Öztürk E, Chiang YC, Coşgun E, Bolay Ş, Hickel R, Ilie N. Effect of resin shades on opacity of ceramic veneers and polymerization efficiency through ceramics. *Journal of dentistry*. 2013;41 Suppl 5:e8-14.
102. Al Ben Ali A, Kang K, Finkelman MD, Zandparsa R, Hirayama H. The effect of variations in translucency and background on color differences in CAD/CAM lithium disilicate glass ceramics. *Journal of prosthodontics : official journal of the American College of Prosthodontists*. 2014;23(3):213-20.

## 9. Lizenzen/Copyright

Abbildung 2: Das Farbordnungssystem nach Munsell:

Lizenz: Namensnennung 4.0 International (CC BY 4.0).

Moderne Farbmodelle • Farbe auf wisotop.de

Änderungen: englische Bezeichnungen entfernt, deutsche Bezeichnungen eingefügt

Abbildung 3: Die CIE Normfarbtafel:

Lizenz: Creative Commons Attribution-Share Alike 3.0 Unported Lizenz

File:CIE-Normfarbtafel.png - Wikimedia Commons

Abbildung 4: Das CIE L\*a\*b\* Farbmodell:

Lizenz: Namensnennung 4.0 International (CC BY 4.0).

Lab-Farbraum • Farbe auf wisotop.de

Abbildung 5: VITA classical A1-D4® Farbskala:

Mit freundlicher Genehmigung von VITA Zahnfabrik H. Rauter GmbH & Co.KG, Bad Säckingen, Deutschland

VITA Farbskalen (vita-zahnfabrik.com)

Abbildung: 6: VITA Toothguide 3D-MASTER®:

Mit freundlicher Genehmigung von VITA Zahnfabrik H. Rauter GmbH & Co.KG, Bad Säckingen, Deutschland

VITA Farbskalen (vita-zahnfabrik.com)

Abbildung 7: Chromascop Farbring:

Mit freundlicher Genehmigung von Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein

Public Image Library - Public Image Library (ivoclar.com)

## 10. Danksagung

Mein besonderer Dank gilt meinem Doktorvater [REDACTED], Universitätsmedizin der Johannes Gutenberg-Universität Mainz, für die Betreuung meiner Doktorarbeit. Außerdem möchte ich ihm noch für die jederzeit schnelle Beantwortung meiner Fragen und Anliegen danken.

Zudem danke ich Herrn [REDACTED] für die Einarbeitung in das Thema und tolle Betreuung während der Zeit der Messungen in der Klinik, sowie für die Beantwortung statistischer Fragen.

Außerdem möchte ich [REDACTED] vom Institut für Medizinische Biometrie, Epidemiologie und Informatik (IMBEI) an der Universitätsmedizin der Johannes Gutenberg-Universität Mainz danken, der die statistische Beratung durchgeführt und die umfangreichen Daten eingesehen hat.

Ganz besonders danken möchte ich [REDACTED] die immer für gute Laune gesorgt haben, wenn meine Motivation nachließ und mich in den richtigen Momenten geerdet haben.

Besonders danken möchte ich [REDACTED], die sich für das Korrekturlesen viel Zeit genommen und mir bei einigen Schwierigkeiten weitergeholfen haben. Auch sie haben mich stets motiviert.

Ebenfalls ein großer Dank gilt allen weiteren Verwandten und Freunden, die mir mit vielen Tipps bei der Korrektur der Arbeit helfen konnten. Hervorheben möchte ich dabei besonders [REDACTED].

## 11. Lebenslauf

### Persönliche Daten

Name: Greta Ruth Persohn-Lösel  
Geburtsname: Lösel  
Wohnort:  
Geburtsdatum: [REDACTED]  
Geburtsort: Kirchheimbolanden  
Staatsangehörigkeit: deutsch  
Familienstand: [REDACTED]  
Kinder: [REDACTED]

### Beruflicher Werdegang

Seit Januar 2018: Angestellte Zahnärztin [REDACTED]  
[REDACTED]  
Jan. 2016 – Dez. 2017: Vorbereitungsassistentin [REDACTED]  
[REDACTED]

### Ausbildung

Juni 2015: Staatsexamen der Zahnmedizin an der Johannes  
Gutenberg-Universität in Mainz  
2010-2015: Studium der Zahnmedizin an der Johannes  
Gutenberg-Universität in Mainz  
2009: Abitur [REDACTED]  
2000-2009: [REDACTED]  
1996-2000: [REDACTED]