

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

**In-Vitro Untersuchung
von Einflussfaktoren zur Farbrealisation
eines monolithischen Hybridkeramiksystems**

Dissertation

zur Erlangung des Doktorgrades der
Zahnmedizin

der Universitätsmedizin
der Johannes Gutenberg-Universität Mainz
vorgelegt von

Lena Christel Doris Diery
aus
Kaiserslautern

Mainz, 2021

Wissenschaftlicher Vorstand:

1. Gutachter:

2. Gutachter:

Tag der Promotion:

6. Juli 2021

In Liebe und Dankbarkeit meiner Familie gewidmet

Inhaltsverzeichnis

ABKÜRZUNGSVERZEICHNIS	5
1. EINLEITUNG	6
2. LITERATURDISKUSSION	7
2.1 DEFINITION DENTALKERAMIK	7
2.2 VOLLKERAMIKSYSTEME IN DER ÄSTHETISCHEN ZAHNHEILKUNDE	7
2.3 HYBRIDKERAMIK.....	13
2.4 FARBBESTIMMUNG IN DER ZAHNMEDIZIN	15
2.5 PHYSIKALISCHE ASPEKTE DER FARBMETRIK	17
2.6 UNTERSCHIEDLICHE EINFLUSSFAKTOREN	20
3. MATERIAL.....	26
3.1 IN-VITRO MODELL.....	26
3.1.1 Stumpf als Unterkonstruktion	28
3.2 KRONE ALS SUPRAKONSTRUKTION	30
3.2.1 Kronenherstellung – CAD/CAM Fertigung	31
3.3 BEFESTIGUNGSMATERIAL	33
3.4 VITA EASYSHADE ADVANCE 4.0	34
4. METHODE	35
4.1 VERSUCHSAUFBAU	35
4.2 VERSUCHSDURCHFÜHRUNG - SPEKTRALFOTOMETRISCHE ANALYSE	36
4.3 STATISTISCHE AUSWERTUNG	37
5. ERGEBNISSE.....	39
5.1. KERAMIKSTÄRKE	39
5.2. KERAMIKFARBE.....	41
5.3 BEFESTIGUNGSMATERIAL	43
5.4 STUMPPFARBE.....	45
6. DISKUSSION	47
6.1 METHODENDISKUSSION	47
6.2 ERGEBNISDISKUSSION	51
6.2.1 Einfluss Keramikstärke.....	51
6.2.2 Einfluss Keramikfarbe.....	53
6.2.3 Einfluss Farbe Befestigungsmaterial.....	54
6.2.4 Einfluss Stumpffarbe.....	55
7. ZUSAMMENFASSUNG	58
8. LITERATURVERZEICHNIS.....	61
9. ANHANG	75

Abkürzungsverzeichnis

m%	Massenprozent
Gew%	Gewichtsprozent
CAD/CAM	Computer-aided design/Computer-aided manufacturing
MPa	Megapascal
Dtl.	Deutschland
CIE	Commission Internationale de l'Éclairage
nm	Nanometer
DIN 6174 und 5033	DIN Farbnormen
USA	United States of America
SPSS	Superior Performing Software System
mm	Millimeter
Abb.	Abbildung
bzw.	beziehungsweise
Vol%	Volumenprozent
GmbH	Gesellschaft mit beschränkter Haftung
rpm	Umdrehungseinheit (revolutions per minute)
z.B.	zum Beispiel
usw.	und so weiter
mm ²	Quadratmillimeter
USB	Universal Serial Bus (Bussystem für Computer)
PC	Personal Computer
n	Grundgesamtheit
W	Watt
°K	Kelvin
vs.	versus, gegen
ggf.	gegebenenfalls
Lx	Lux, Beleuchtungsstärke

1. Einleitung

Ein natürlich aussehender und somit unauffälliger Zahnersatz ist für viele Patienten der größte Wunsch vor einer anstehenden Behandlung. Dieses Schönheitsempfinden vieler Patienten ist in den letzten Jahren in Hinblick auf die Zahnästhetik stetig gestiegen. Die hohe Erwartungshaltung der Patienten stellt die moderne Zahnmedizin, die Zahnärzte und Zahntechniker immer wieder vor die Aufgabe, Zahnrestorationen anzufertigen, welche die natürlichen Zähne in ihrer Charakterisierung, Farbgebung und Form nahezu widerspiegeln [1]. Dabei stellt sich die Wiedergabe der Zahnfarbe als Hauptkriterium dar. Diese ist ein Resultat der Wahrnehmung der Kombination von Lichtreflektion und Lichtstreuung der natürlichen Zahnstrukturen [2]. Um diese Eigenschaften der Farbgestaltung in Bereichen von Transparenz, Fluoreszenz und Opaleszenz der natürlichen Zähne bestmöglich zu reproduzieren, haben sich in den letzten Jahren die monolithischen Dentalkeramiken bewährt. Diese werden stetig weiterentwickelt und erfolgreich in klinische Abläufe integriert. Dabei überwiegen die ästhetischen Vorteile der monolithischen Keramiken in ihren physikalischen Eigenschaften, den der Verblendsysteme [3]. Neben den ästhetischen Vorteilen bieten monolithische Restaurationen auch den Vorteil innerhalb einer Sitzung vorbereitet, angefertigt und eingegliedert werden zu können [4]. Der entscheidende Vorteil von Restaurationen aus monolithischen Dentalkeramiken ist, dass diese kein opakes Kerngerüst besitzen, welches zusätzlich verblendet werden muss. Im Umkehrschluss können sie in dünnen Restaurationsstärken weniger suffizient dunkle oder stark verfärbte Zahnstümpfe kaschieren [5]. Um ein für den Patient und den Zahnarzt optimales und zufriedenstellendes Farbergebnis erreichen zu können, muss dem Einfluss der Keramikstärke, ihrer Farbe sowie der Farbe des Zahnstumpfes und des Befestigungsmaterials, auf die Endfarbe eine größere Bedeutung gegeben werden [6-8].

Als Hilfestellung für Zahnärztinnen und Zahnärzten sowie für Dentallabore bezüglich der Materialauswahl, wurden in dieser Untersuchung die Einflussfaktoren auf eine monolithische, vollanatomische Krone im Frontzahnbereich, hergestellt aus der Hybridkeramik VITA ENAMIC, evaluiert. Dabei wurden die spezifischen Einflüsse von Keramikstärke, Keramikfarbe, Farbe des Befestigungsmaterials sowie die Farbe des Zahnstumpfes näher untersucht.

2. Literaturdiskussion

2.1 Definition Dentalkeramik

Definitionsgemäß gelten heute keramische Werkstoffe als anorganische, nicht metallische, weitgehend kristalline oder ganzkristalline Körper, die aus Pulver gefertigt und durch Brennen verfestigt werden [9]. Aus der Geschichte heraus wird die Dentalkeramik gerne mit dem Porzellan in Verbindung gebracht. Die Ähnlichkeit der beiden Werkstoffe zeigt sich in ihren Zusammensetzungen. Sie bestehen beide aus den Hauptbestandteilen Feldspat, Quarz und Kaolin. Dies sind allerdings die einzigen Gemeinsamkeiten. Denn die heutige Dentalkeramik wurde in ihrer chemischen Zusammensetzung hingehend so verändert, dass sie sich nun grundsätzlich mit der des Porzellans unterscheidet. Ihre Zusammensetzung ähnelt nun mehr den Gläsern [10]. Der Tabelle 1 ist zu entnehmen, dass der Hauptbestandteil, der dentalkeramischen Massen, Feldspat einnimmt und Kaolin nur noch ein sehr geringer Bestandteil ist. Hingegen ist Kaolin der Hauptbestandteil des Porzellans. Deshalb ist die Bezeichnung der heutigen Keramikkrone als „Porzellankrone“ nicht mehr korrekt [11].

Tabelle 1: Zusammensetzung von Dentalkeramik und Porzellan

Hauptbestandteile	Dentalkeramik	Porzellan
Feldspat	60-80m%	20-30m%
Quarz	15-25m%	20-25m%
Kaolin	0-5m%	40-60m%

2.2 Vollkeramiksysteme in der ästhetischen Zahnheilkunde

Die erste Vollkeramikkrone, die sogenannte Mantel- oder Jacketkrone, entwickelte Land bereits 1896 [12]. Ihre Indikation lag in der Versorgung des Frontzahnggebietes und war über Jahrzehnte hinweg Mittel der Wahl bis zur Entwicklung der metallkeramischen Systeme in den 1960er Jahren [13, 14]. Ihre positiven Eigenschaften lagen in der langlebigen Ästhetik, der Bioverträglichkeit, der Röntgentransparenz und der geringen Wärmeleitfähigkeit. Sie wurde hergestellt, in dem eine Feldspatkeramik auf einen, mit einer Platinfolie überzogenen, präparierten

Gipsstumpf aufgebrannt wurde [15]. Sie umgibt dabei den kompletten Zahnstumpf wie einen Mantel (englisch: jacket), wovon ihr Name Mantel- oder Jacketkrone abgeleitet wird. Ein Nachteil ist ihre hohe Bruchanfälligkeit welche die Indikationen sehr einschränkte und sie bald von neueren sowie stabileren Keramiken oder Keramikverbundsystemen abgelöst wurde [16].

Über die Jahre hinweg ist der Wunsch einer besseren Ästhetik vor allem im Frontzahnbereich stetig gestiegen und somit auch das Interesse von Patienten, Zahnärzten und Zahntechnikern an den vollkeramischen, metallfreien und auch höher biokompatiblen Materialien in der Zahnheilkunde. Allerdings hatte die Verwendung von rein keramischen Werkstoffen weiterhin die Nachteile der Inflexibilität. Diese hat Sprödigkeit und Rissbildung, sowie eine geringe Zugfestigkeit, ein geringer Widerstand bei Abrieb und eine hohe Ungenauigkeit der optimalen Passung zur Folge. Aufgrund dessen war die Indikation der Vollkeramikkrone und ihr Einsatz weiter lange Zeit stark eingeschränkt [17]. Eine große Weiterentwicklung der Keramik wurde daher im Jahre 1965 gemacht. Der Feldspatkeramik wurde Aluminiumoxid beigeführt und somit konnten ihre Eigenschaften in mechanischer und physikalischer Weise ausgebaut und verbessert werden und war somit nun für dentale Restaurationen geeignet [18]. Sie bietet nun in Kombination mit einem Metallgerüst Vorteile, die bei der zuvor verwendeten Keramik nicht vorhanden waren. Während das Metallgerüst die Stabilität liefert, steuert die Keramik dem Ganzen eine dem natürlichen Zahn ähnliche Oberfläche, Farbe und Wirkung im Licht bei. Voraussetzung dafür ist allerdings die optische Abdeckung des dunklen Metallgerüsts. Dies ist bei einem geringen Platzangebot nicht immer durchführbar. Der so entstehende gräuliche Schimmer verschlechtert das optische Erscheinungsbild und verhindert eine natürliche Ästhetik. Aus diesem Grund wurde eine Modifikation der Verblendkrone entwickelt, welche im cervical-marginalen Bereich mit einem reduzierten Metallgerüst und einem verstärkten Keramikanteil gestaltet wird. Dies wird als Keramikschulter bezeichnet [19]. Zusätzlich bietet sie im auslaufenden Kronenrandbereich unter anderem auch die benötigte Stabilität [20]. Eine ausreichend mechanische Festigkeit besteht zudem auch in axialer Richtung [21]. Mit der verstärkten Keramik am Kronenrand verbessern sich die Ästhetik und die Farbwirkung angrenzender Hart- und Weichgewebe. Deshalb ist diese Modifikation vor allem im Frontzahngebiet indiziert [22, 23].

Neben dem ästhetischen Aspekt steht unter anderem auch die Biokompatibilität und Korrosionserscheinungen des Metallgerüsts im Raum [24]. Um die natürliche Ästhetik immer naturgetreuer darstellen zu können standen die Metallgerüste unter stetiger Weiterentwicklung. Allerdings konnte das grau-bläuliche Durchschimmern des Metalls, vor allem im Frontzahnggebiet mit geringer Gesamtdicke nicht behoben werden. Dies schien letztendlich nur durch ein vollkeramisches Material realisierbar [25]. Um dem Wunsch nach besserer Ästhetik und auch höher Stabilität nachzukommen, wurden hochfeste Keramiken entwickelt. Aus diesen Gründen und stetiger Weiterentwicklungen entstand Anfang der 90'er Jahre das neue Gerüstmaterial Zirkondioxid (ZrO_2). Durch seine hohe Festigkeit und sein zahnfarbenes Erscheinungsbild bietet es Indikationen in vielen Bereichen. Zum Beispiel in der Implantation, Implantatprothetik, bei Kronen- und Brückenkonstruktionen, sowie Wurzelkanalstiften. Auch kieferorthopädische Brackets werden aus Zirkondioxid hergestellt [26]. Auch in dem Bereich der Biokompatibilität, bietet die Keramik einen Vorteil gegenüber den Metallgerüsten. Ein geringer Prozentsatz an Patienten weist Unverträglichkeiten zum Beispiel gegenüber von Nickel oder Palladium auf, welches durch die metallfreien Systeme eliminiert wird [27].

All diese Vorteile welche die Vollkeramiksysteme bieten wie verbesserte Stabilität, bessere Biokompatibilität sowie Ästhetik werden immer mehr der Grund, warum sie den traditionellen Verbundkeramiken vorgezogen werden. Werden Überlebensrate von Restaurationen auf Metallgerüst mit denen auf Zirkondioxidbasis verglichen, stellen sich ähnliche Werte heraus [28].

Eine technische Komplikation ist zum Beispiel das Abplatzen der Verblendkeramik von dem Grundgerüst auch Chipping genannt. Hier zeigen sich ähnliche Frakturraten der beiden Gerüstvarianten im Vergleich zueinander [29-31]. Die Hauptursache für das Chipping wurde in dem Haftverbund zwischen Gerüst und Verblendung herausgefiltert [32]. Weitere Gründe für ein Abplatzen liegen zum Beispiel in der Verblendkeramikstärke [33], der Gestaltung des Kronenrandes [34] und des adhäsiven Verbundes [35].

Zur Zeit liegen noch wenige Studien vor, welche auf rein zahngetragenen vollkeramischen Restaurationen beruhen oder Vergleiche zwischen metall- und vollkeramischen Zahnversorgungen zu Grunde liegen [36]. Daher ist der

Goldstandard weiterhin der Zahnersatz basierend auf metallischen Gerüsten, trotz all der Weiterentwicklungen im Bereich der vollkeramischen Restaurationen [37].

Da der Anspruch der Zahnärzte sowie der Patienten an möglichst natürlich aussehendem und ästhetischem Zahnersatz stetig steigt, wird die Weiterentwicklung der vollkeramischen Systeme immer weiter vorangetrieben. In Bezug auf die natürliche Ästhetik rücken hierbei immer mehr die monolithischen Systeme in den Vordergrund [3]. Die jüngst entwickelten Vollkeramiken weisen im Vergleich zu den älteren Vollkeramiksystemen deutlich verbesserte Materialeigenschaften auf, sodass in klinischen Studien in Zukunft auch bessere Langzeitwerte zu erwarten sind [38, 39].

Um das richtige Material bei der Herstellung eines Zahnersatzes auswählen zu können, sollten bestimmte Kriterien berücksichtigt werden. Diese Kriterien, wie die Ästhetik, die Stabilität und Farbvariabilität, sind für die Indikationen der infrage kommenden Materialien entscheidend. Zur Auswahl stehen einphasige oder zweiphasige Dentalkeramiken. Die einphasigen Keramiken werden bei der Frästechnik verwendet oder im Pressverfahren hergestellt. Zahnersatz hergestellt aus Vollkeramik in Frästechnik zeigen eine hohe Festigkeit, allerdings auch weniger Farbvariabilität und Strukturerscheinungen. Minimalinvasive Rekonstruktionen wie Inlays, Onlays, Teilkronen oder Non-Präp Varianten, können ebenso aus einer Presskeramik angefertigt werden. Die zweiphasigen Keramikkonstruktionen bestehen aus einem hochfesten monolithischen Grundgerüst, das durch Anbrennverfahren verblendet wird. Durch das monolithische Gerüst wird der Konstruktion Festigkeit verliehen und durch sein hoher Opazitätsgrad können dunkel verfärbten Zahnstümpfen oder Implantatabutments gut überdeckt und kaschiert werden [3].

In einem systematischen Review stellte Sailer et al. eine Übersicht zusammen, über die 5-Jahres Überlebens- und Komplikationsraten von voll- und metallkeramischen Einzelzahnkronen. Für den Goldstandard Metallkeramik wurden in 17 Studien eine 5-Jahres Überlebensrate von 95,7% ermittelt. Im Vergleich erzielten die Vollkeramiksysteme in 55 Studien ein Ergebnis zwischen 90,7% und 96,6%. Die Unterschiede innerhalb der Vollkeramiksysteme, liegen in den verschiedenen Keramikarten. In 10 Studien über Feldspatkeramik, zeigte diese eine 5-Jahres Überlebensrate von 90,7%, welche sich signifikant von der des Goldstandards unterscheidet. Weitere Vollkeramiksysteme wie die Leucit- oder

Lithiumdisilikatkeramik zeigten in 12 Studien eine 5-Jahres Überlebensrate über 96,6%. Dieses Ergebnis ähnelt sehr dem des Goldstandards. Die Restaurationen aus Aluminiumoxid waren nach 5 Jahren zu 94,6% noch in Funktion. Eine ebenfalls etwas geringere 5-Jahres Überlebensrate von 91,2% zeigten die Restaurationen aus Zirkondioxid in 9 Studien. Werden diese Keramiksysteme nun miteinander verglichen, weisen die meisten eine ähnliche Überlebensrate zu der des Goldstandards Metallkeramik auf. Nur die feldspat- und zirkondioxidbasierte Keramik weisen eine signifikant geringere Überlebensrate auf [28].

Im Vergleich zwischen Front- und Seitenzahnbereich wird ersichtlich das Metallkeramik sowie die Leucit- oder Disilikatkeramiken und Aluminium- oder Zirkondioxidkeramiken keinen signifikanten Unterschied aufweisen. Lediglich die Feldspatkeramik zeigte im Vergleich der beiden Versorgungsregionen eine signifikant geringere Überlebensrate vom Seitenzahngebiet (87,8%) zum Frontzahngebiet (94,6%) nach 5 Jahren [28].

Die Komplikationsrate ist neben der Überlebensrate ein weiterer entscheidender Faktor. Diese wird in Ursachen technischen sowie biologischen Ursprungs eingeteilt. Die technischen Komplikationen verzeichnen sich häufig in Gerüstfrakturen, Frakturen der Verblendkeramik oder ein Abplatzen dieser vom Grundgerüst auch Chipping genannt. Genauso wie der Retentionsverlust der gesamten Krone oder auch der marginalen Diskoloration bzw. Verfärbung im Frontzahnbereich. Im Bereich der Gerüstfraktur als Komplikation ist zu beobachten, das diese deutlich vermehrt bei Vollkeramiksystemen auftreten. Bei den Restaurationen mit Metallkeramiken kommen diese Art Komplikationen weniger vor. Der häufigste Grund innerhalb der Vollkeramiksysteme lag in deren mechanischen Stabilität [29]. In einer systematischen Zusammenfassung zeigte Pjetursson et al., dass die Frakturnach 5 Jahren bei Vollkeramiksystemen bei 1,2% und bei Metallkeramiksystem bei 0,4% liegt [40]. Neben der Gerüstfraktur zählt das Abplatzen der Keramik vom Kerngerüst (Chipping) zu den häufigsten technischen Komplikationen. Im Vergleich zwischen den Metallkeramiksystemen zu den Vollkeramiksystemen konnten keine signifikanten Unterschiede festgestellt werden [41]. In Versuchsreihen zum Retentionsverlust zwischen metallkeramischen und vollkeramischen Kronen lag die Rate bei den Zirkondioxidrestaurationen am höchsten [42].

Zu den biologischen Ursachen zählen Karies, parodontale Erkrankungen, Vitalitätsverlust der versorgten Zähne sowie auch Wurzelfrakturen. Hier schneiden

die vollkeramischen Systeme aufgrund ihrer positiven Biokompatibilität besser als der Goldstandard ab. Es wurden nur vereinzelte Komplikationen verzeichnet. Signifikant positivere Ergebnisse erreichen sie, im Vergleich zur Metallkeramik, beim Erhalt der Vitalität des Zahnes und der Verhinderung von Wurzelfrakturen [29]. Da die Festigkeit des vollkeramischen Systems so hoch ist, ermöglicht diese im Gegensatz zu den metallkeramischen die Herstellung einer Konstruktion mit geringerer Gesamtstärke. Hierdurch ist bei der Wiederherstellung der Ästhetik eines natürlichen Zahnes ein geringerer Substanzabtrag von Nöten. Bei der schonenden Präparation verringert sich die mechanische Belastung auf den Zahn und somit wird die Pulpa geschont. Dies führt zur Herabsetzung des Vitalitätsverlustes [43]. Zudem besitzt die Vollkeramik eine verringerte thermische Leitfähigkeit, was eine geringere Sensibilitätsstörung oder Nervirritation zur Folge hat [44].

Aus ästhetischer Sicht, zeigen Metallkeramiken einen größeren Nachteil gegenüber Vollkeramiken auf. Ihre Metallgerüste besitzen eine begrenzte Imitation der natürlichen Transmission und Reflexion des Lichtes und somit können subgingival, dünn auslaufende Metallränder, Verfärbungen am Gingivasaum, sogenannte marginale Diskolorationen, verursachen [22]. Hingegen zeigen vollkeramische Kronen eine hohe Transluzenz und Tiefenwirkung. Dadurch kann eine natürlich und lebendig wirkende Restauration hergestellt werden [45, 46]. In diesem Bereich weisen Leucit-, Lithiumdisilikat- und auch Zirkondioxid-basierte Keramiksysteme im Vergleich zu metallkeramischen Restaurationen signifikant bessere ästhetische Ergebnisse auf. Im Gegensatz dazu zeigen Feldspatkeramiken keinen Unterschied [46].

Zwar ist die Versorgung im Frontzahnggebiet mit Metallkeramik hinsichtlich auf Haltbarkeit und Stabilität weiterhin Mittel der Wahl [47]. Dennoch rückt der konservative, substanzerhaltende Aspekt immer weiter in den Vordergrund. Aufgrund der stetigen Weiterentwicklung von Stabilität und Ästhetik der Vollkeramiksysteme, geht der Trend immer mehr hin zu minimalinvasiven oder sogar non-invasiven Restaurationen.

In einer in-vitro-Studie zum Zahnhartsubstanzabtrag für restaurative Rekonstruktionen konnten Edelhoff und Sorensen belegen, dass dieser für Vollkeramik im Vergleich zur Metallkeramik im Durchschnitt um 11% geringer ausfällt [48]. Aufgrund ihrer positiven Eigenschaften, sehr gute Festigkeit sowie Ästhetik, sind die heutigen vollkeramischen Systeme auch in dünnen Schichtstärken,

besonders für die Veneerversorgungen bei reiner adhäsiver Schmelzhaftung, sehr zu empfehlen [49].

Das Ziel der prothetischen Versorgungen ist, heute mehr denn je, die Wiederherstellung mit optimaler Wiedergabe und Imitation der natürlichen Zahnfarbe, individuell auf den jeweiligen Patienten und die entsprechende Situation angepasst. Aufgrund der Vielzahl der heutigen Möglichkeiten, wie die minimal-invasiven Therapien, ist das Wissen über die adhäsiven Befestigungsmöglichkeiten den Behandlern von Bedeutung. Verschiedene Einflussfaktoren bestimmen die richtige Auswahl und legen eine Kenntnis ihrer eventuellen Farbbeeinflussung voraus, um letztendlich die natürliche Zahnfarbe realisieren zu können.

2.3 Hybridkeramik

Die Dentalkeramik ist ein starkes und festes, jedoch auch sprödes Material mit einer geringen Frakturresistenz. Kleine Risse im Material führen zu Frakturen und somit zu einer hohen Anfälligkeit für Misserfolge [50]. Diese, durch Risse verursachten, Materialfrakturen sind der größte Faktor dieser Misserfolge [51]. Die Vita Zahnfabrik entwickelte ein Material, VITA ENAMIC (Vita Zahnfabrik H. Rauter GmbH & Co. KG, Bad Säckingen, Dtl.) welches aus einem Keramiknetzwerk (86 Gew%) besteht und von einem Polymernetzwerk (14 Gew%) infiltriert wird [50]. Dabei wird ein kompakter, porös gesinterter Feldspatkeramikblock unter Druck und Hitze mit einem Polymer gleichmäßig durchsetzt [52].

Dieses neue Material, eher eine Materialkombination, wird auch als polymerinfiltriertes Keramiknetzwerk (PICN, polymer-infiltrated-ceramic-network) oder Hybridkeramik bezeichnet. Im Vergleich zu reiner Keramik bietet die Hybridkeramik verbesserte Eigenschaften wie zum Beispiel eine höhere Elastizität, ein verringertes Frakturrisiko, eine niedrigere Härte und eine verbesserte CAD/CAM Fräsbarkeit [52-54]. Dieses prozentuelle Mengenverhältnis von Keramik- zu Polymeranteil kombiniert die Eigenschaften beider Bestandteile [53]. Der Keramikanteil ist für die Härte des Materials verantwortlich. Entsprechend ist der Polymeranteil für die Frakturresistenz entscheidend [55]. Durch das integrierte Polymernetz, erweist sich die Hybridkeramik auch in dünnen Stärken sehr stabil und zudem auch stark genug um Risse innerhalb der Restauration vorzubeugen. Bereits entstandene Risse können sogar gestoppt werden, bevor es zur Fraktur der gesamten Rekonstruktion kommt [56]. Aufgrund der hohen Stabilität in dünner

Gesamtstärke empfehlen Studien die Hybridkeramik bei der Versorgung junger Patienten. Da bei ihnen aufgrund eines ausgeprägten Zahnnerven ein großer Substanzabtrag kontraindiziert ist [57]. Zusätzlich zur Vermeidung der Rissbildung dämpft und absorbiert die Hybridkeramik, die bei dem Kauen entstehenden Kräfte [58]. Weitere Indikationsbereiche erhält die Hybridkeramik bei Patienten mit Amelogenesis imperfecta [59] oder Patienten mit Bruxismus oder Erosionen [60]. Durch die gleichmäßige, homogene Infiltration bzw. Durchsetzung der beiden Materialien wird die Hybridkeramik auch als „Doppelnetzwerk-Hybrid“ (double network hybrid) bezeichnet [61]. Das volumenmäßig überwiegende Basisnetzwerk der Keramik ermöglicht eine hohe Stabilität und das Polymernetzwerk bietet zudem die erhöhte Elastizität im Vergleich zur Keramik [62]. Ebenso zeigt sich die Hybridkeramik in ihrer Eigenschaft wie Härte, Bruchfestigkeit und Elastizität, ähnlich zu denen von natürlichem Schmelz [52]. Die Werte der Abnutzung zwischen der Hybridkeramik und des natürlichen Antagonisten entsprechend denen zwischen natürlichen Zähnen [63]. VITA ENAMIC liegt bei der Bruchempfindlichkeit zwischen einer reinen Keramik und Kompositen [55]. Sie besitzt eine deutlich geringere Biegefestigkeit (146 MPa) als die Glaskeramik IPS e.max (342 MPa) [61]. Aufgrund dieser Eigenschaft kann sie auch für prothetische Versorgungen im Abrasionsgebiss genutzt werden [64]. In einer Studie stellten Chirumamilla et al. eine Übersicht über die 2-Jahres Überlebens- und Komplikationsrate von VITA ENAMIC Kronen zusammen. Dabei wurden Kronen im Seitenzahnggebiet auf Prämolaren (10 Stück) und Molaren (35 Stück) beobachtet. Bei dem Recall nach einem Jahr zeigten sich keine Komplikationen und nach zwei Jahren stellten sich zwei Komplikationen dar. Eine Krone war dezementiert, bei der zweiten Restauration wurde der Zahn aufgrund eines bereits bekannten Sprunges extrahiert. Zudem wurde bei der Studie unterschieden, ob die Kronen mit einem Glasionomerezement oder einem selbstadhäsiven Komposite-Befestigungszement befestigt wurden. Dabei stellte sich Überlebensraten von 96,8% bei dem Komposite-Zement und 92,9% bei dem Glasionomerezement dar [65]. Vergleicht man Überlebensraten von Vollkeramiken, zeigt sich für die Leucitkeramik ProCAD (Ivoclar Vivadent GmbH, Schaan, Lichtenstein) eine 7-Jahrüberlebensrate von 97% [66], für IPS e.max CAD (Ivoclar Vivadent GmbH, Schaan, Lichtenstein) eine 4-Jahresüberlebensrate von 96,3% [67] und 92% nach 2 Jahren [68]. Eine weitere Studie von Lu et al. zeigte eine Überlebensrate von 97% der VITA ENAMIC Kronen im Vergleich zu VITABLOCS

MARK II Kronen mit 90,7%. Die restaurativen Versorgung wurden alle auf zuvor endodontisch behandelten Zähnen angewendet [69].

Die Hybridkeramik ist aufgrund ihres großen Anteils an Feldspatkeramik ebenfalls für die Befestigung mit selbstadhäsiven Materialien geeignet. Allerdings sollten die herstellerspezifischen Angaben genau eingehalten werden. Solange diese Angaben eingehalten werden, werden gute Ergebnisse im Rahmen der adhäsiven Befestigung erzielt [70]. Werden diese vor dem Zementieren nicht eingehalten kann dies die Haftfestigkeit deutlich beeinflussen [71, 72]. Bei richtiger Anwendung und Zementierung ist der Haftverbund vergleichbar zu der von etablierter Feldspatkeramik [73]. Die mechanischen und funktionellen Vorteile welche die Hybridkeramik aus Keramik- und Polymernetzwerk gewinnt wurden bereits vielseitig untersucht [55]. Allerdings liegen wenige Informationen über das optische Verhalten, die Farbwirkung auf die CIE L*a*b-Werte sowie der Transluzenzgrad des neuen Materials vor. Awada et al. zeigten in ihren Studien, dass die Hybridkeramik VITA ENAMIC den geringsten Transluzenzwert besitzt im Vergleich zu Glas- und Feldspatkeramik sowie Komposite für die dentale Füllungstherapie [74, 75]. VITA ENAMIC wird in drei Transluzenz-graden angeboten, Transluzenz (T), Hochtransluzent (HT) und neuerdings auch Supertransluzent (ST). Pop-Ciutrla et al. fassten in ihrer Untersuchung auf Farbwirkung und Transluzenzgrad von VITA ENAMIC und dem natürlichen Zahn Folgendes zusammen. In Hinsicht auf Farbübereinstimmung stellte sich die Farbeinteilung Transluzent (T) als beste Variante dar. In >90% der Fälle bei anterioren Zähnen und >80% bei posterioren Zähnen. In Hinsicht auf die Transluzenz (T) war die beste Übereinstimmung in 95% der Fälle für Zähne im anterioren Bereich und >60% die Farbe Hochtransluzenz (HT) [76].

2.4 Farbbestimmung in der Zahnmedizin

Die Farbnahme in der Zahnheilkunde läuft meist stufenweise ab. Die weit verbreitetste Methode der Farbbestimmung liegt darin, die Farben anhand eines Farbmusters aus einem Referenzsystem zu bestimmen. Die Farbbestimmung ist allerdings eine subjektive Wahrnehmung, die durch viele Faktoren, wie zum Beispiel der Lichtverhältnisse oder der persönlichen Wahrnehmung beeinflusst werden können [77-79]. Das weltweit am meist verwendeten System in den Zahnarztpraxen

und den Dentallaboren ist das Farbsystem VITA classic (Vita Zahnfabrik H. Rauter GmbH & Co. KG, Bad Säckingen, Dtl.) [1, 80].

Die visuell ermittelte Farbe, mit der besten Übereinstimmung zu dem Referenzsystem, wird anschließend dann an den Zahntechniker weitergeleitet [81]. Voraussetzung ist nun, dass Zahnarzt und Zahntechniker dieselben Farbsysteme benutzen [82], denn Farbmusterzähne unterschiedlicher Hersteller sind nicht immer farblich identisch.

Seit vielen Jahren werden zusätzlich zur optischen Farbbestimmung elektronische Messgerät verwendet. Die ermittelten Messwerte sind immer abhängig von dem verwendeten Gerät [83].

Zwei technische Messgeräte können zur Anwendung kommen:

- die kolorimetrische [84] und
- die spektralfotometrische Farbmessung [85].

Die Kolorimeter ähneln in ihrer Funktionsweise, bezüglich der Farbwahrnehmung, der des menschlichen Auges [86]. Sie berechnen die drei Dimensionen der Farbe ähnlich wie die visuelle Farbmusterung der $L^*a^*b^*$ CIE-Parameter [87]. Für jede Farbwahrnehmung ist ein RGB-Wert definiert: (R) für Rot, (G) für Grün und (B) für Blau. Da die Kalibrierung der drei Filter technisch kein einfacher Vorgang ist, stellen sie sich oft als ungenau und kompliziert in der Handhabung dar [88].

Die Spektralfotometer hingegen messen die Spektralfarben der vom Objekt reflektierten Strahlung. Diese wird beispielsweise eingegliedert in 16 Parameter des gesamten sichtbaren Spektrums bzw. Bereichs von 380nm bis 720nm in 20nm Schritten. Sie messen die Menge an sichtbarem Licht, welches in einer bestimmten Wellenlänge für jede Helligkeit, Sättigung sowie jeden Farbton reflektiert wird [89]. Anhand der Qualität des Lichtes ist die Genauigkeit der Messergebnisse abhängig [90]. Die ermittelten Messwerte werden nun in Farbwerte berechnet. Auf deren Grundlage kann nun die Farbe als Farbcodes des gewünschten Farbschlüsselsystems wiedergegeben werden [91].

2.5 Physikalische Aspekte der Farbmatrik

Für die Zahnästhetik und die prothetischen Restaurationen ist die Zahnfarbe ein wichtiger Faktor. Die Farbe ist ein Resultat aus großflächiger Lichtstreuung. Dabei fällt das einfallende Licht ungleichmäßig durch die oberflächliche transluzente Schicht, bevor sie von der darunterliegenden opakeren Schicht reflektiert und zum Auge des Betrachters zurück geworfen wird [92].

Die Farbmatrik bezeichnet die Lehre der Maßbeziehungen der Farben untereinander. Bei der Farbmatrik können durch Maß und Zahl die Farben eindeutig beschrieben und bestimmt werden. Die Wahrnehmung der Farbe ist eine Sinnesempfindung, welche durch Strahlung hervorgerufen wird. Die durch das Auge einfallende Strahlung stimuliert drei spezifischen Farbrezeptoren. Die Farbrezeptoren wandeln diese Reize in Nervenerregungen um und leiten sie über den Nervus opticus zum Gehirn weiter. Dort werden sie wiederum als Farbe wahrgenommen [93, 94].

Aufgrund der drei Farbrezeptoren im menschlichen Auge wird die Farbe als eine dreidimensionale Wahrnehmung beschrieben [95]. Munsell war der Erste, dem es ca. 1897 gelang die Farbwahrnehmung, aufgeteilt in Farbton (Hue), Farbsättigung (Chroma) und Helligkeit (Value), grafisch dreidimensional darzustellen. Er erweiterte und verbesserte das System über mehrere Jahre hinweg [96]. Der Farbton ist jener Parameter der die einzelnen Farbfamilien beschreibt. Die Farbsättigung definiert die Anzahl an Farbpigmenten innerhalb jeder Farbfamilie. Die Helligkeit ist ein Maß für die Lichtleistung (Höhe des Grauanteils innerhalb einer Farbe) und unabhängig vom Farbton [97]. Das menschliche Auge kann zwar kleine Farbdifferenzen genau unterscheiden, jedoch für diese keine numerischen Werte angeben [98]. Daher veröffentlichte die CIE (Commission Internationale de l'Eclairage) 1931 ein System, welches ermöglichen sollte die variablen psychophysiologische Sehvorgänge zu vereinheitlichen und farbmtrisch berechenbar zu machen. Für dieses System der Farbbestimmung ist ein fiktiver Betrachter, mit durchschnittlichem Sehvermögen, von Nöten. Dieser Normalbetrachter wurde anhand des durchschnittlichen Farbempfindens vieler Testpersonen konzipiert [97]. In dem CIE-System gibt es zwei Normalbetrachter. Der Eine, mit einem von Visus (Gesichtsfeldgröße) von 2° und einem Weiteren mit dem Visus von 10° . Für die Bestimmung kleiner Farbproben wird der 2° Normalbetrachter herangezogen und dabei der Farbgegenstand auf dem Punkt des schärfsten Sehens auf der Netzhaut, der sogenannten Fovea centralis, abgebildet. Die Beleuchtung, unter welcher die Farbbestimmung durchgeführt und

gemessen wurden, wurden standardisiert, durch Festlegung von Standardlichtquellen bzw. Normlichtarten [99]. Dieses CIE-System oder auch XYZ-System von 1931, besitzt weltweite Anerkennung. Es beruht auf dem Prinzip, dass alle Farben aus einem Mischverhältnis der drei Hauptfarben bestehen, Rot (X), Grün (Y) und Blau (Z). Diese XYZ-Daten werden unter anderem Tristimuluswerte genannt (auch RGB- Spektralwerte oder Normfarbmaßzahlen) und sind technisch messbar. Sie können entsprechend in die chromatischen Koordinaten x , y und z umgewandelt werden und dann in einem dreidimensionalen Farbraum dargestellt werden [100].

1976 wurde das $L^*a^*b^*$ - System durch die CIE entwickelt und empfohlen, damit das Empfinden des Betrachters bezüglich eines Abstandes zweier Farben, zumindest annäherungsweise, geometrisch ausgedrückt werden konnte. Dies wurde dann auch in DIN 6174 (1979) und später in DIN 5033 Teil 3 (1992) übernommen.

In diesem System werden aus den XYZ-Werten mathematisch die $L^*a^*b^*$ -Koordinaten ermittelt. Um sie graphisch darstellen zu können wird ein rechtwinkliges, räumliches Koordinatensystem genutzt.

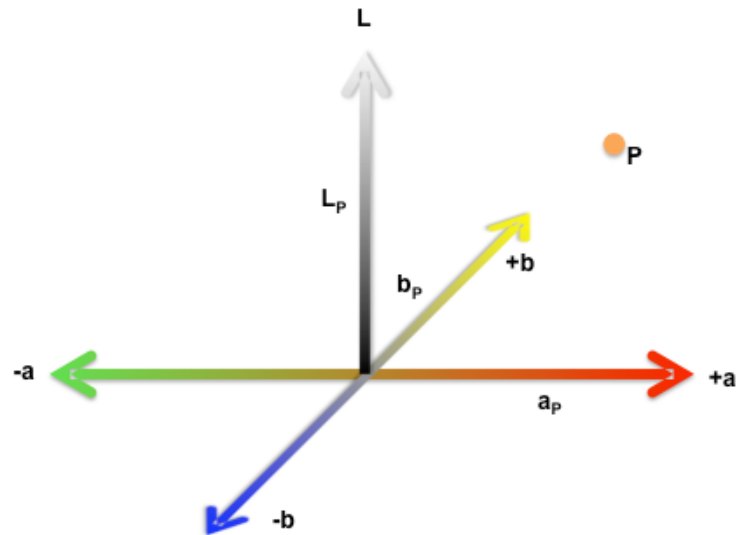


Abbildung 1: CIE $L^*a^*b^*$ Farbsystem

Die a^* -Achse zeigt die Rot-Grün Buntheit und die b^* -Achse die Gelb-Blau-Buntheit an. Der entstehende Achsenschnittpunkt stellt den sogenannten Unbunnton dar. Die beiden Achsen bilden eine Ebene. Auf ihr steht senkrecht die Helligkeitsachse L^* [101].

L^* = Helligkeit (0=Schwarz, 100=Weiß)

a^* = Rot-Grün-Achse (Grün = -, Rot = +)

b^* = Gelb-Blau-Achse (Blau = -, Gelb = +) [102]

Geht man radial vom Mittelpunkt des dreidimensionalen Farbsystems, dem sogenannten Unbunnton, radial nach außen, nimmt die Sättigung der einzelnen Farben zu. Die $L^*a^*b^*$ -Werte verhalten sich dann folgendermaßen [103]:

Tabelle 2: Empfindungsgemäße Änderung der CIE- $L^*a^*b^*$ -Werte

	positiver	negativer
L^*	heller	dunkler
a^*	roter	grüner
b^*	gelber	blauer

Der Farbunterschied zwischen zwei Farben (nach CIE korrekt bezeichnet als Farbarten) kann errechnet werden. Der geometrische Abstand zwischen zwei Punkten im CIE L*a*b*-System wird durch den Vektor $\Delta E_{L^*a^*b^*}$ (im Folgenden nur ΔE genannt) dargestellt. Für die Berechnung des ΔE -Wertes wird folgende Formel verwendet [101]:

$$\Delta E_{1,2} = \sqrt{(L_1 - L_2)^2 + (a_1 - a_2)^2 + (b_1 - b_2)^2}$$

Die Grenzwerte für ΔE festzulegen, die von Patienten generell als deutlich wahrnehmbare und klinisch akzeptable Farbdifferenz definiert wird, ist schwer zu bestimmen. Diese werden in der Literatur auch weiterhin sehr umstritten diskutiert [101]. Bei $\Delta E=0$ liegt kein Farbunterschied vor. Der Grenzwert $\Delta E \leq 1$ wurde als jener festgelegt, der von 50% der Probanden als Farbunterschied wahrgenommen wird [104]. Der Bereich zwischen $\Delta E > 1$ und $\Delta E < 3,70$ wird von den Probanden als gut und klinisch wahrnehmbar beschrieben [105]. Ein $\Delta E \geq 3,70$ wurde als Grenzwert definiert, bei welchem der Farbunterschied von mehr als 50% der Betrachter als klinisch nicht mehr akzeptabel einzustufen war [106-108].

2.6 Unterschiedliche Einflussfaktoren

Farbe ist nicht einfach physikalisch vorhanden. Sie ist ein visueller Effekt welcher entsteht wenn Licht übertragen, reflektiert und absorbiert wird [109]. Wie der Betrachter die Farbe des Zahnes wahrnimmt hängt hauptsächlich damit zusammen, wie das natürlich einfallende Licht beim Auftreffen auf die Zahnoberfläche, von dem Zahn selbst gestreut oder auch reflektiert wird [100, 110].

Weiteren Einfluss auf die Zahnfarbe haben Faktoren wie zum Beispiel das Umgebungslicht, die Sensitivität des betrachtendes Auge oder auch die noch vorhandene Zahnschubstanz unter der Restauration [111]. Zusammen ergeben sie die Gesamtfarbe welche eine Kombination aus reflektiertem Licht, welches sich auch auf den restlichen Zahn überträgt und verteilt [110]. Die Farbe der Keramik hängt von dem Grad der Opazität oder Transluzenz, der Dicke der Restauration sowie der Zahnschubstanzfarbe und Befestigungszement ab [112]. Des Weiteren spielen auch

Opaleszenz, Fluoreszenz und Transluzenz der Materialien bei der endgültigen Farbgestaltung eine wichtige Rolle [113].

Der Schmelz, das Dentin und die Pulpa sind für die Farbgebung eines natürlichen Zahnes verantwortlich. Im Laufe der Zeit verändert sich der natürliche Zahn durch Alterungsprozesse in seinem Aufbau. Diese Veränderungen sind bei der Betrachtung in der Mundhöhle optisch wahrnehmbar [114]. Das Hauptgewicht und die Farbquelle bei der Farbgestaltung des natürlichen Zahnes nimmt das Dentin ein. Der Schmelz rundet durch seine Dicke und Transluzenz die Gesamtfarbgebung ab. Das einfallende Licht wird zunächst zum Teil auf der Schmelzoberfläche reflektiert und beim Durchtreten durch die Schmelzschicht mehrfach gebrochen. Alle weiter eindringenden Lichtstrahlen werden auf dem anschließend folgenden Dentin ebenfalls nochmals gebrochen bis sie dort endgültig reflektiert werden. Durch all diese Vorgänge entsteht der visuelle Effekt und somit die Farbgestaltung und farbliche Wahrnehmung des natürlichen Zahnes [115, 116]. Die Imitation der Farbe eines Zahnes stellt für Zahnärzte sowie Zahntechniker immer wieder die Herausforderung dar, sie so naturgetreu und individuell wie nur möglich zu gestalten [5, 117]. Um das natürliche Bild eines Zahnes auch in einer Restauration zu verwirklichen und umzusetzen, haben sich die keramischen Materialien bewährt. Dentalkeramiken mit einem hohen Glas- und geringem Kristallanteil können die Eigenschaften natürlicher Zähne in ihrer Transparenz, Opaleszenz und Fluoreszenz optisch optimal wiedergeben werden. Hingegen besitzen Keramiken mit einem hohem Kristallanteil eine deutlich höhere Festigkeit, welche gleichzeitig auch mit einer gewissen Opazität einhergeht [118]. Die meisten Eigenschaften der Dentalkeramiken wirken sich auf die Reproduzierbarkeit der natürlichen Zahnfarbe positiv aus. Lediglich stellt sich die Transluzenz eines natürlichen Zahnes bei der Imitation der Farbe immer wieder als schwieriger Faktor heraus. Zu diesem Thema bestehen zahlreiche Studien, die sich mit der optimalen Farbrealisierung und Farbdarstellung in der Zahnmedizin befassen. Die Untersuchungen erfolgten mittels Keramikscheiben oder auch Kronen und Veneers [119-121]. Die Prüfobjekte wurden mittels spektralphotometrischen oder kolorimetrischen Messinstrumenten optisch ausgewertet [122]. In Studien über die Farbrealisation von zahnärztlichen Restaurationen wurde bereits belegt, dass vor allem die Keramikstärke ein entscheidender Faktor aufweist. Durch die Eigenschaft, Lichtreflexion oder Lichtabsorption, können darunterliegende Strukturen wie der eventuell etwas

dunklere Zahnstumpf mehr oder weniger mit dem restlichen Licht interagieren und somit die Farbwirkung erheblich verändern. Daraufhin sind nicht nur die Keramikstärke, sondern auch die Berücksichtigung der Stumpffarbe und die Auswahl verschiedener Befestigungszementfarben unumgänglich, um ein zufriedenstellendes Endergebnis zu erhalten.

Untersuchungen zeigen, eine dickere Keramikstärke kann die Stumpffarbe suffizienter kaschieren. Somit nimmt sie Einfluss auf die Farbgestaltung der Restauration [115]. Vichi et al. stellte fest, dass bei einer Keramikstärke von 1 mm Farbveränderungen mit verschiedenen Stumpf- und Keramikkombinationen klinisch voneinander wahrnehmbar sind. Die Farbunterschiede allerdings nicht akzeptabel. Bei Erhöhung der vestibulären Keramikstärke auf 1,5 mm, können Farbunterschiede zwischen den unterschiedlichen Testkombinationen zum Teil nur mittels spektralphotometrischer Messinstrumente erkannt werden. Sie sind aber dennoch klinisch relevant [80, 123]. Nakamura et al. konnte belegen, dass bei einer Keramikstärke von 2 mm das Durchscheinen eines dunklen Stumpfes signifikant abgeschwächt werden kann [124].

Neben der Keramikstärke ist die Keramik mit ihrer Farbe und Aufbau ein weiterer Faktor, um die Farbgestaltung von zahntechnischen Restaurationen zu beeinflussen. Durch ihren chemischen Aufbau sowie der Größe der Kristall- und Glaspartikel beeinflusst sie das Verhalten vom Licht beim Einfallen auf der Keramikoberfläche und beim Durchtreten der Keramik [125, 126]. Inwieweit die Keramikfarbe an sich auf die Farbgestaltung Einfluss nimmt wurde bisher eher wenig erforscht. Hingegen aber viel mehr andere Eigenschaften der Keramik wie ihre Stärke oder der Grad ihrer Transluzenz [5]. Die Transluzenz gilt auch als ein großer Faktor bei der Nachahmung der natürlichen Zahnstrukturen wie Schmelz und Dentin [127, 128]. Der Grad der Transluzenz liegt zwischen kompletter Opazität und Transparenz [129]. Er wird nicht nur durch die Materialzusammensetzung [130], sondern auch die Materialdicke [131, 132], Farbe [133], Herstellungstechnik und der einwirkenden Lichtverhältnisse [134, 135]. Eine Reduktion der Keramikstärke im sichtbaren Bereich führt zur Erhöhung der Transluzenz der Keramik. Die darunterliegende Struktur nimmt daraufhin mehr Einfluss auf die Farbgestaltung der Restauration. Das bedeutet, dass ein diskolorierter Zahnstumpf, zum Beispiel nach einer endodontischer Behandlung, das farbliche Endresultat dunkler als die eigentlich produzierte Restaurationsfarbe erscheinen lässt. Daher besitzen Dentalkeramiken

mit hoher Transluzenz bei stark verfärbten Zähnen keine Indikation [105, 136]. Aufgrund dessen ist bei Herstellung einer Keramikkrone im Frontzahnbereich immer zu hinterfragen ob eine andere, ähnlichere Keramikfarbe als gewünschte Endfarbe solche ungewollte Farbabweichung verhindern könnte.

Der Befestigungszement ist neben dem Zahnstumpf und der Krone ein weiterer Bestandteil bei der Zahnrestauration. Adhäsive Materialien haben sich in Kombination mit der Voll- bzw. Glaskeramik bewährt. Sie verbessern vor allem die mechanischen Eigenschaften erheblich. Des Weiteren haben sie die Möglichkeit, da sie in verschiedenen Farben vorliegen, dunkle Zahnstümpfe zu maskieren und somit die endgültig gewünschte Zahnfarbe naturgetreu wieder zu spiegeln [137]. Zudem weisen sie eine geringe Löslichkeit auf, einen hohen Verbund gegenüber der Zahnstruktur, hervorragende mechanische Eigenschaften und eine hohe Stabilitätsunterstützung der Keramik [138]. Im Vergleich zu der Keramikstärke nehmen die Befestigungszemente bei der Farbbeeinflussung eine eher untergeordnete Rolle ein. Erst bei der Reduktion der Keramikstärke auf 1 mm und einer Zementstärke von 0,1-0,2 mm weist die Restaurationsfarbe einen geringen, nicht wahrnehmbaren und auch nur instrumentell ersichtlichen Farbunterschied auf ($\Delta E < 1$) [123]. Aufgrund der immer häufiger gewünschten minimalinvasiven Restaurationen wachsen die Angebote und die Vielfältigkeit an adhäsiven Befestigungssystemen und ihren Farbvariationen. Ebenso aber auch die Herausforderung eine akzeptable Farbrealisation bei dunkel verfärbten Zahnstümpfen. Turgut et al. konnten in einer Studie belegen, dass transparente Befestigungszemente in Kombination mit verschiedenen Keramikfarben und maximal 1mm Keramikstärken meist eine inakzeptable Farbdifferenz ($\Delta E > 3,70$) zur Folge haben. Hingegen zeigten opake bzw. eingefärbte und einfarbige Zemente eine akzeptable Deckkraft, die zu klinisch akzeptablen Farbdifferenzen ($\Delta E \leq 3,70$) führten [105]. Daraus kann geschlossen werden, dass der Einfluss des Befestigungsmaterials nur entscheidend sein kann, wenn Restaurationsstärke und ihr Material es unter bestimmten Umständen zulassen. Durch die Vielzahl an verschiedenen adhäsiven Befestigungssystemen ist darauf zu achten das eine bestimmte Farbbezeichnung des einen Systems nicht identisch eines anderen Systems sein muss. Dies zeigte Chang et al. in einer Studie. Hier konnten signifikante Unterschiede in den CIE $L^*a^*b^*$ Farbkoordinaten festgestellt werden.

Daher muss immer ein Abgleich erfolgen, welche Befestigungssysteme verwendet werden um keine abweichenden farblichen Endresultate zu erhalten [139].

Einen weiteren Einflussfaktor stellt der Grad der Verfärbung des Zahnstumpfes dar. Er ist unter anderem bei der Auswahl des Restaurationsmaterials und auch für die Präparation des zu versorgenden Zahnes entscheidend. So konnte Chaiyabutr et al. in einer Studie aufzeigen, dass bei einem Vergleich zwischen stark verfärbten und natürlich hellen Zahnstümpfen unter einer geringen Keramikstärke von 1 mm klinisch nicht akzeptable Farbdifferenzen ($\Delta E \geq 3,70$) zu messen waren. Dabei spielten selbst transluzente oder opake Befestigungszemente keine Rolle [5]. Da monolithische Vollkeramiken bei einer Stärke von 1mm zum Teil eine erhöhte Transluzenz aufweisen, sind die Farbunterschiede bei stark unterschiedlich verfärbten Stümpfen bei dieser Keramikstärke stark erhöht [123]. Auf Grund der anatomischen Form und die Möglichkeiten der cervical auslaufenden Randgestaltung sind in diesem Bereich meist keine dickeren Stärken als 1 mm möglich. Dies sollte bei stark pigmentierten Zahnstümpfen berücksichtigt werden, sodass in diesen Bereichen ein optisch zufriedenstellendes Ergebnis oft schwer zu erreichen oder umzusetzen ist [140].

Zu weiteren Faktoren welche die Farbgestaltung entscheidend mit beeinflussen können, gehören neben der Keramikbrenntemperatur auch ihre Anzahl an Brennabläufen [115]. Zudem auch die Oberflächenbeschaffenheit was zum einen die Rauigkeit, die Keramikzusammensetzung und den Glanzbrand betrifft [100]. Da die Hybridkeramik keiner Brennvorgänge nach der Anfertigung der Restauration bedarf, sind diese Einflussfaktoren für diese Untersuchung irrelevant.

Keramikstärke und Keramikfarbe sowie die Farbe des Befestigungsmaterials und Zahnstumpfes sind die entscheidenden Faktoren für die Gesamtfarbe bei prothetischen Versorgungen mit Vollkeramik. Sie können diese am meisten beeinflussen. Jede dieser Faktoren sollte für ein optimales Endergebnis berücksichtigt werden. Ziel dieser Untersuchung besteht darin, dieses komplexe Gesamtkonzept mit seinen unterschiedlichen Einflussfaktoren zu analysieren und in einen sinnvollen klinischen Zusammenhang zu bringen. Die Versuche wurden durchgeführt mit der monolithischen Hybridkeramik VITA ENAMIC (Vita Zahnfabrik H. Rauter GmbH & Co. KG, Bad Säckingen, Dtl.) in 8 unterschiedlichen Farben, sowie 18 verschiedenen kolorierten Zahnstümpfen und den korrespondierenden Try-In Pasten zu dem Befestigungssystem Variolink II der Firma Ivoclar Vivadent (Ivoclar Vivadent GmbH, Schaan, Lichtenstein) in 6 Farbtönen.

Die aus der Untersuchung hervorgehenden Ergebnisse sollen Zahnärzten in Zusammenarbeit mit Zahntechnikern eine Hilfestellung mit definierten Farbparametern geben, um die bestmögliche Farbgestaltung prothetischer Versorgungen zu realisieren.

3. Material

3.1 In-Vitro Modell

Für die Versuchsreihe wurde ein, mit einzeln austauschbaren Zähnen, überarbeitetes Frasacomodell als Grundlage verwendet. Es wurde so modifiziert, dass entsprechende zu untersuchende Einflussfaktoren berücksichtigt werden konnten. Diese sind die Stumpffarbe, die Restaurationsfarbe und Restaurationsstärke sowie das Befestigungsmaterial. In dieser Untersuchung wurden die Einflüsse auf die Farbrealisation an einer vollanatomischen Krone im Frontzahnbereich des Oberkiefers analysiert.

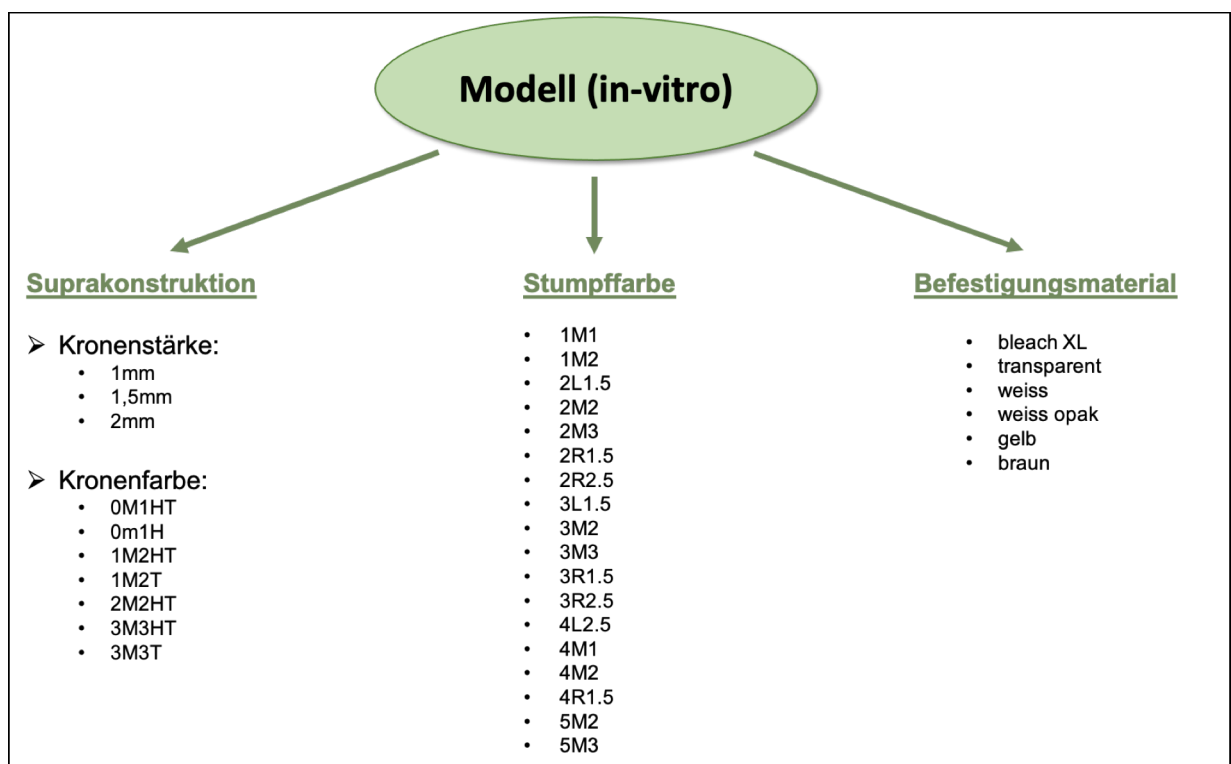


Abbildung 2: Das In-Vitro Modell zeigt die verschiedenen Einflussfaktoren

Um die spätere Stumpf-Kronen-Kombination bei den Messungen immer in der gleichen reproduzierbaren Position zu fixieren und immer wieder die gleiche Messstelle gewährleisten zu können, ist eine Repositionierungsschiene notwendig. Hierzu wurde das Frasacomodell mit den drei jeweils verschiedenen Kronenstärken doubliert. Nach Aushärtung der Silikonform wurde diese mit einem Hartgips ausgegossen. In dem Tiefziehgerät Erkoform RVE (Erkodent Erich Kopp GmbH, Pfalzgrafenweiler, Dtl.) wurde anschließend jeweils eine dünne, weich-elastische Kunststoffschiene Erkoflex, 1,5 mm (Erkodent Erich Kopp GmbH, Pfalzgrafenweiler, Dtl.) über die hergestellten Gipsmodelle tiefgezogen. Im Anschluss im Bereich der Messstelle an der vestibulären Fläche mittels einer Fräse im Durchmesser von 5mm der Messsonde des Messgerätes eine Bohrung durchgeführt. Diese fungiert als Retentionsführung und Positionierungshilfe. Der Bereich der Bohrung wurde so ausgesucht, dass alle für die Messungen notwendigen Faktoren, wie die Stumpffarbe, das Befestigungsmaterial und die Kronenstärke, gleichmäßig in ihm verteilt sind.



Abbildung 3: Modell mit Repositionierungsschiene

3.1.1 Stumpf als Unterkonstruktion

Als Unterkonstruktion für die vollanatomische Kronenversorgung des mittleren Schneidezahnes dient ein entsprechendes Stumpfmodell. Dieses wurde unter Rücksichtnahme bestimmter Präparationskriterien angefertigt. Anschließend wurde eine Duplikatform erstellt, sodass alle nachfolgenden Stumpfmodelle dem Original identisch und reproduzierbar hergestellt werden konnten. Die Form des Stumpfmodells enthält als Abschlussgrenze der Restauration eine zirkulär angelegte Hohlkehle, sowie ein Konvergenzwinkel von 6° Grad. Zudem wurde darauf geachtet, dass die Breite des Stumpfes an der Messstelle den Durchmesser des Farbmessgeräts nicht unterschreitet. Das Material, aus dem die Stumpfmodelle hergestellt wurden, ist ein lichthärtender Kunststoff, VITA VM LC Dentin Base, der Firma Vita Zahnfabrik (Vita Zahnfabrik H. Rauter GmbH & Co. KG, Bad Säckingen Dtl.) in 18 unterschiedlichen Farben (1M1, 1M2, 2L1.5, 2M2, 2M3, 2R1.5, 2R2.5, 3L1.5, 3M2, 3M3, 3R1.5, 3R2.5, 4L2.5, 4M1, 4M2, 4R1.5, 5M2 und 5M3).



Abbildung 4: 18 Stümpfe in den Farben 1M1, 1M2, 2L1.5, 2M2, 2M3, 2R1.5, 2R2.5, 3L1.5, 3M2, 3M3, 3R1.5, 3R2.5, 4L2.5, 4M1, 4M2, 4R1.5, 5M2 und 5M3

Um den Einfluss der Stumpffarbe übersichtlich darstellen zu können, wurden für die Ergebnispräsentation die 5 Hauptfarben (1M2, 2M2, 3M2, 4M2 und 5M2) ausgewählt.



Abbildung 5: 5 Stümpfe in den Farben 1M2, 2M2, 3M2, 4M2 und 5M2

3.2 Krone als Suprakonstruktion

Die Suprakonstruktion für die Versuchsreihe wurde aus der monolithische Hybridkeramik VITA ENAMIC (Vita Zahnfabrik H. Rauter GmbH & Co. KG, Bad Säckingen, Dtl.) hergestellt. Die Grundstruktur dieser Keramik ist die Kombination aus einem Keramik- und einem Polymernetzwerk. Der Keramikanteil beläuft sich auf 86 Gew.-% bzw. 75 Vol.-% und entsprechend 14 Gew.-% bzw. 25 Vol.-% der Polymeranteil. Die Zusammensetzung des Keramikanteils entspricht einer aluminiumoxidangereicherten Feinstruktur-Feldspatkeramik. Bei der Herstellung des Hybridwerkstoffes wird das poröse Keramikgrundgerüst mit einer Monomermischung mit anschließender Aushärtung zum Polymer gleichmäßig infiltriert. Somit kann eine homogene Struktur gewährleistet werden. Da diese Hybridkeramik nach dem Fräsvorgang schon die Enddimension besitzt und somit während der Restaurationsfertigung keine Dimensionsänderung mehr durchläuft, kann bereits direkt nach der Herstellung bzw. Fräsung eine manuelle Hochglanzpolitur mit dem entsprechend dafür abgestimmten Politurset VITA ENAMIC Polishing Set technical oder clinical (Vita Zahnfabrik H. Rauter GmbH & Co. KG, Bad Säckingen, Dtl.) durchgeführt werden. Dabei handelt es sich um eine Zwei-Stufen-Politur ohne Polierpaste. Die empfohlenen Indikationen der VITA ENAMIC erstreckt sich von Einzelzahnkronen im Front- und Seitenzahnbereich auf natürlichen Zähnen sowie Implantaten über Inlays, Onlays, Teilkronen, Veneers und Non-Präp-Restaurationen. Die Suprakonstruktion wurde in den acht Farben 0M1HT, 0M1T, 1M2HT, 1M2T, 2M2HT, 2M2T, 3M3HT und 3M3T hergestellt.



Abbildung 6: Vollanatomische Suprakonstruktionen in den Farben 0M1HT, 0M1T, 1M2HT, 1M2T, 2M2HT, 2M2T, 3M3HT und 3M3T

3.2.1 Kronenherstellung – CAD/CAM Fertigung

Zur Herstellung der Restaurationen wurde das Modell inklusive präparierten Zahnstumpf mit dem Cerec inEos blue Scanner (Sirona GmbH, Bensheim, Dtl.) digital aufgenommen und mittels der Cerec Software 4.0 in ein digitales Modell umgewandelt. Mit der Software wurden nun computerunterstützt die spätere Restauration rekonstruiert und errechnet. Um den Kriterien der Versuchsreihe nachzukommen, wurde im Bereich der Messstelle auf verschiedene Keramikstärken Rücksicht genommen. Es wurden 3 Keramikstärken ausgewählt, die sich auf 1,0 mm, 1,5 mm und 2,0 mm belaufen. Zwischen Zahnstumpf und Restauration ist ein Zementspalt von 0,1 mm mit angelegt. Des Weiteren ist es wichtig, dass die Messstelle komplett mit Keramik und Stumpfbreite bedeckt ist um keine Verfälschungen der Messwerte aufgrund von Fehlen eines Bestandteiles hervorzurufen. Die oberflächliche Struktur wurde im Messbereich plan gestaltet um ein flächiges Aufliegen der Messsonde zu ermöglichen. Nach der digitalen Gestaltung der Restauration erfolgte die Übermittlung der Datei an die Schleifeinheit Cerec MC XL (Sirona GmbH, Bensheim, Dtl.). Vorbereitend für den Schleifvorgang wurde der entsprechend farbliche VITA ENAMIC Block der Größe EM-14 (12x14x18mm) sowie die zwei benötigten Schleifkörper Cylinder Pointed Bur 12s und Step Bur 12s (Sirona GmbH, Bensheim, Dtl.) in die Schleifeinheit eingespannt und die Restauration anschließend unter Herstellerangaben in normaler Schleifgeschwindigkeit und Wasserkühlung gefräst. Nach dem Fräsvorgang hat die Keramikkrone bereits ihre Enddimension und Festigkeit erreicht, weshalb ein Sintervorgang wie bei anderen Keramikarten entfällt. Mit Hilfe eines Stärketasters wurde jede Krone im Bereich der Messstelle auf die korrekte Stärke überprüft, auf den Referenzstumpf aufgepasst und bei Bedarf überarbeitet. Im Anschluss erfolgte mittels dem von Vita Zahnfabrik (Vita Zahnfabrik H. Rauter GmbH & Co. KG, Bad Säckingen, Dtl.) für VITA ENAMIC empfohlenen Polierset (VITA ENAMIC Polishing Set technical oder clinical) die Hochglanzpolitur mit dem Laborhandstück Schick (Schick Dental, Schemmerhofen, Dtl.). Zunächst erfolgte die Vorpolitur mit den rosa Polierer mit einer Umdrehungszahl von 7.000 - 10.000 rpm und der anschließenden Hochglanzpolitur mit den grau eingefärbten Feinpolierern, einer Umdrehungszahl von 5.000 - 8.000 rpm und reduziertem Anpressdruck. Während der manuellen Bearbeitung wurden alle Restaurationen auf eventuelle Fehler, wie z.B.

Inhomogenität des Materials, Risse usw. überprüft. Bei Bedarf wurden aussortierte Restaurationen erneut hergestellt. Für die Versuchsreihe waren insgesamt 5 Kronen je Keramikstärke und Keramikfarbe, somit insgesamt 120 Stück, erforderlich.



Abbildung 7: Kronenherstellung in Einzelschritten vom Keramikblock bis hin zur einsetzbaren Krone

3.3 Befestigungsmaterial

Um die Farbwirkung der definitiven Befestigungsmaterialien zu simulieren, wurden in der Versuchsreihe die Variolink II Try-In Pasten (Ivoclar Vivadent GmbH, Schaan, Lichtenstein) verwendet. Diese entsprechen ihrer Transparenz und Farbe dem auspolymerisierten Befestigungskomposit Variolink II (Ivoclar Vivadent GmbH, Schaan, Lichtenstein) und sind somit zur idealen Farbbestimmung geeignet. Sie bestehen auf einer wasserlöslichen Glycerinbasis, was ihre gute Handhabung und rückstandslose Entfernung ermöglichen. Die Bestandteile der Try-In Pasten sind Glycerin, mineralische Füllstoffe und Farbstoffe. Sie liegen in den Farben bleach XL, transparent, weiß, weiß opak, gelb (universal) sowie braun vor und wurden alle für die Farbsimulation bei den Versuchen verwendet.

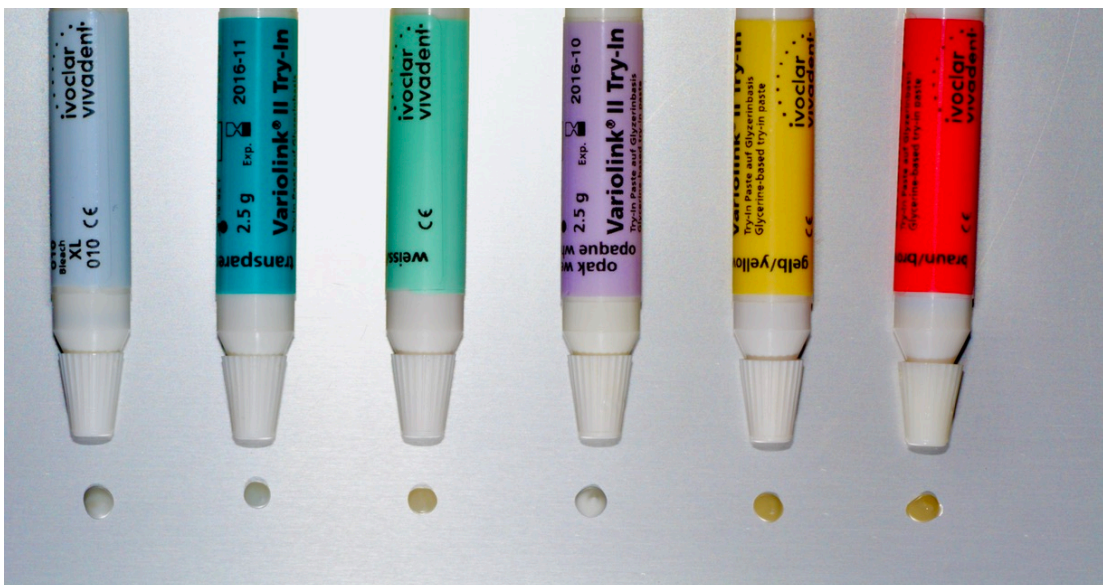


Abbildung 8: Try-In Pasten Variolink II in den Farben bleach XL, transparent, weiß, weiß opak, gelb (universal) und braun

3.4 VITA Easyshade Advance 4.0

Zur Farbbestimmung wurde das Farbmessgerät VITA Easyshade Advance 4.0 (Vita Zahnfabrik H. Rauter GmbH & Co. KG, Bad Säckingen, Dtl.) angewendet. Es ist ein Spektralfotometer mit einem Messbereich von 400-700 nm. Es besteht aus zwei Einheiten, eine Basiseinheit sowie ein Handstück. Das Handstück ist das eigentliche Messgerät. Die Basiseinheit beinhaltet einen Kalibrierblock, welcher die Sonde vor jeder Messungsphase neu kalibriert. Am Kopf des Handstückes befinden sich eine fiberoptische Sonde und drei Spektralfotometer. Diese belichten das zu messende Objekt und anschließend bestimmen sie die Zahnfarbe. Die dafür verantwortlichen Lichtleiter (Quell- und Empfangslichtleiter) verlaufen parallel zueinander, sind aber räumlich voneinander getrennt. Sie erfassen einen Bereich von 19,63 mm². Die Sondenspitze wird bei der Farbbestimmung möglichst plan auf das Messobjekt aufgelegt. Integrierte Bewegungs- sowie Winkelsensoren überprüfen die richtige Messposition. Die Sonde sollte fest und möglichst im rechten Winkel zur Objektoberfläche ausgerichtet sein. Dann kann der Auslöser betätigt werden. Bei nicht ordnungsgemäßer Anwendung zeigt die Messsonde einen Fehler an. Nach Erfassung und Umwandlung der Messinformationen in numerische Daten werden diese in die Werte des Farbcodes des gewählten Farbschlüssels übersetzt und mittels einer Micro-USB Schnittstelle von dem Handstück an den PC und die kompatible Software übermittelt.



Abbildung 9: VITA Easyshade Advance 4.0

4. Methode

4.1 Versuchsaufbau

Vor Beginn der Messungen wurden alle Restaurationen auf Verarbeitungsrückständen kontrolliert und mit Alkohol gereinigt. Die jeweilige für die Versuchsreihe notwendige Try-In Paste wurde in die Restauration im vestibulären Bereich appliziert und diese anschließend auf den, für die vorgesehene Messungskombination, entsprechenden Stumpf platziert. Überschüssiges Material am Kronenrand wurde entfernt. Ebenfalls musste der richtige Sitz sowie die gleichmäßige und blasenfreie Benetzung der Try-In Paste zwischen Stumpf und Krone überprüft werden. Um einem Verrutschen der Stumpf-Kronen-Kombination entgegen zu wirken wurde sie mittels der tiefgezogenen Repositionierungsschiene auf dem Modell fixiert. Nun wurden die Messungen mit dem Spektralfotometer durchgeführt. Pro Kronen-Stumpf-Befestigungsmaterialfarbe-Kombination waren 3 Messungen erforderlich, woraus sich eine Gesamtanzahl von $n=38880$ Messungen ergab.

Alle Versuche wurden unter standardisierten Bedingungen durchgeführt. In einer Tageslichtkabine (Macbeth Judge II, x-rite, Grand Rapids, USA) welche das natürliche und abwechslungsreiche natürliche Außenlicht abgeschirmt. Die Raumbelichtung bestand ebenfalls aus Tageslichtleuchtstoffröhren (36W/6500°K). So konnte ein konstantes Umgebungslicht gewährleistet werden.



Abbildung 10: Tageslicht-Messkabine Macbeth Judge II

4.2 Versuchsdurchführung - Spektralfotometrische Analyse

Die Versuchsdurchführung, die sogenannte spektralfotometrische Analyse, erfolgte mit Hilfe des VITA Easyshade Advance 4.0 (Vita Zahnfabrik H. Rauter GmbH & Co. KG, Bad Säckingen, Dtl.). Die Messeinstellung zur Farbbestimmung wurde auf Einzelzahnmodus grundvoreingestellt. Vor Beginn der Messungen und nach je 3 erfolgten Messwiederholungen der Stumpf-Kronen-Kombination wurde das Gerät neu kalibriert. Die Kalibrierung erfolgte mit dem an dem Basisteil extra dafür vorgesehenen Kalibrierungsblock. Um bei jeder Messung immer die gleiche Messstelle gewährleisten zu können, wurde in der Repositionierungsschiene im Durchmesser der Messsonde (5 mm) eine Führungsbohrung angelegt. Jede einzelne Messung erhielt nach Beendigung einen eigens angelegten Code um sie später entsprechend zuordnen zu können. Sie beinhaltet alle erforderlichen Informationen der Keramikstärke, Keramikfarbe, Befestigungsmaterialfarbe, Stumpffarbe, Kronennummer sowie Messwiederholung. Die ermittelten Werte wurden direkt durch das Farbmessgerät an die entsprechende Software Easyshade Helper Software (Vita Zahnfabrik H. Rauter GmbH & Co. KG, Bad Säckingen, Dtl.) übermittelt. So konnte im Verlauf der ganzen Versuchsreihe ein Messprotokoll über alle Messungen erstellt und gespeichert werden.



Abbildung 11: Versuchsdurchführung - Messvorgang

4.3 Statistische Auswertung

Bei der Farbbestimmung wurden die CIE L*a*b* Koordinaten für die Auswertung herangezogen. Die entstandenen Messungen wurden in das Programm Excel (Microsoft Excel 2011 Version 14.1.0, Redmond, USA) übertragen und dort bearbeitet. Die Farbdifferenz ΔE wurde berechnet um die Wichtigkeit der unterschiedlichen Einflussfaktoren zu bestimmen. Für jeden Einflussfaktor wurde eine Referenz bestimmt, gegen welche die Farbdifferenz berechnet wurde.

Tabelle 3: Übersicht über die Referenzen entsprechend der Einflussfaktoren

Referenz	Restauration
Keramikstärke	2 mm
Keramikfarbe	0M1 HT
Befestigungsmaterialfarbe	transparent
Stumpffarbe	1M1

Das Statistikprogramm SPSS (Version 22 für Mac OS, IBM SPSS Statistics, München, Dtl.) wurde für die statistische Auswertung der Ergebnisse verwendet. In Zusammenarbeit mit dem Institut für Medizinische Biometrie, Epidemiologie und Informatik (IMBEI, Mainz, Dtl.).

Folgende Nullhypothesen wurden für die VITA ENAMIC Kronen überprüft:

1. Mit Reduktion der Keramikstärke nimmt die Farbdifferenz ΔE zu.
2. Im Vergleich zur Referenzkeramikfarbe 0M1HT nimmt die Farbdifferenz ΔE bei dunkleren Keramikfarben zu.
3. Je dunkler bzw. opaker die Try-In Paste ist, desto mehr nimmt die Farbdifferenz ΔE zu, im Vergleich zur Try-In Paste transparent.
4. Die Farbdifferenz ΔE zwischen der Referenzstumpffarbe 1M1 und den Vergleichsstumpffarben nimmt zu, je dunkler sie werden.

Die Berechnung der Farbdifferenz wurde als euklidischer Abstand mit Hilfe der Formel ($\Delta E_{1,2} = \sqrt{(L_1 - L_2)^2 + (a_1 - a_2)^2 + (b_1 - b_2)^2}$) durchgeführt. Als oberer Grenzwert für den wahrnehmbaren Farbunterschied wurde $\Delta E=1$ festgelegt und für einen klinisch akzeptablen Farbunterschied der Grenzwert $\Delta E \leq 3,70$ [108]. Um die Farbdifferenzen zu berechnen wurden die Datensätze nach den entsprechenden Einflussfaktoren sortiert, so dass immer nur ein Faktor verglichen werden konnte und alle anderen Einflussfaktoren gleich blieben. Zudem erfolgte die einfaktorielle Varianzanalyse (ANOVA) sowie deskriptive Statistik für die ermittelten ΔE Werte der Einflussfaktoren Keramikstärke, Keramikfarbe, Befestigungsmaterialfarbe und Stumpffarbe. Außerdem wurde zusätzlich der Zweistichproben t-Test sowie der Mehrfachvergleich innerhalb der Faktoren nach der post-hoc Bonferroni Untersuchung durchgeführt. Das Signifikanzniveau beträgt 0,05.

5. Ergebnisse

5.1. Keramikstärke

Abbildung 12 zeigt ein Box-Whisker-Plot, welches auf der y-Achse die berechneten Farbdifferenzen (ΔE) aufgestellt. Auf der x-Achse sind die zwei Keramikstärken dargestellt. Diese sind im Vergleich zu der Keramikstärke 2 mm als Referenz zu betrachten.

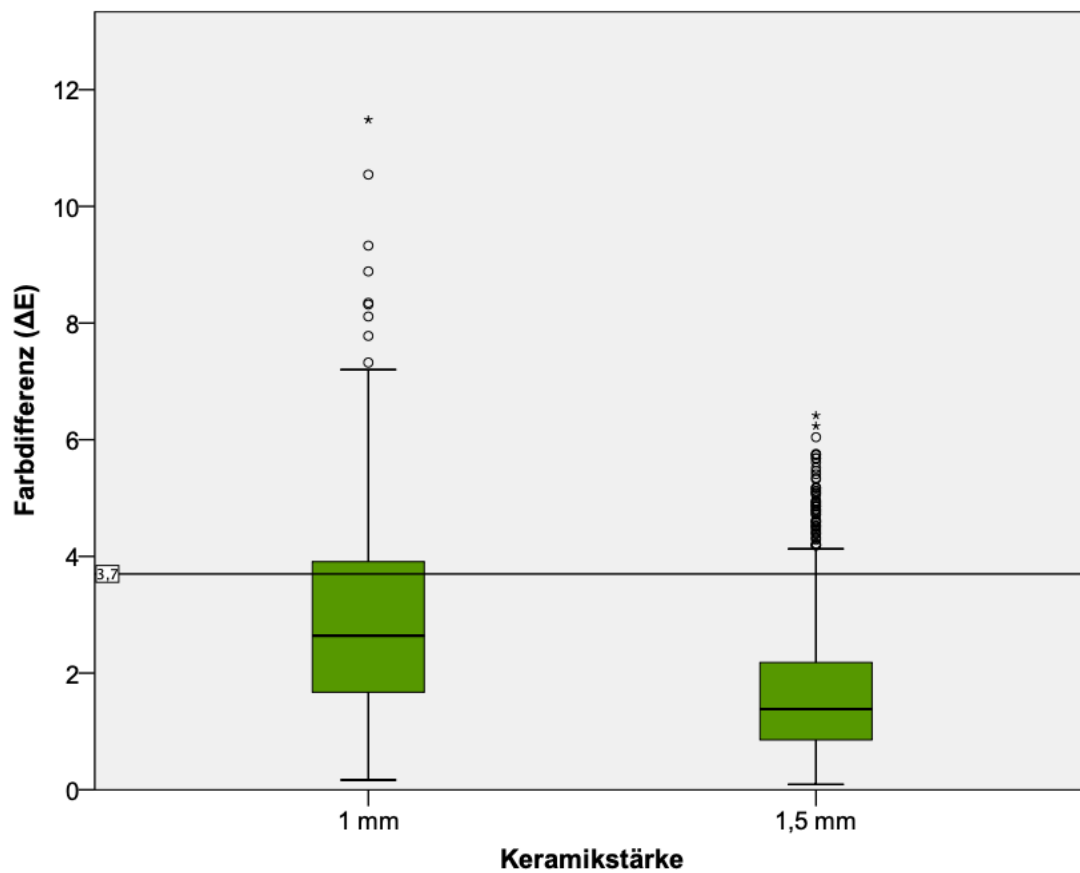


Abbildung 12: Das Box-Whisker-Plot zeigt die resultierenden Farbdifferenzen (ΔE) bei der Reduktion der Keramikstärke von 2 mm auf 1 mm bzw. 2 mm auf 1,5 mm

Tabelle 4: Anzahl der Messvorgänge der Kronenrestaurationen mit den Stärken 1 mm und 1,5 mm sowie die ermittelten Farbdifferenzen (ΔE) mit ihren Standardabweichungen, sowie den signifikanten Unterschieden (A,B)

Keramikstärke	n	Mittelwert (ΔE)	Standardabweichung
1 mm	864	2,92 A	1,62
1,5 mm	864	1,73 B	1,22

Man erkennt eine Verringerung des ΔE -Wertes bei der Zunahme der Keramikstärke (von $\Delta E=2,92$ auf $1,73$), bei dem Vergleich der Keramikstärken 2 mm vs. 1 mm sowie 2 mm vs. 1,5 mm. Beide Keramikstärken liegen somit unter dem Grenzwert für einen klinisch akzeptablen Farbunterschied ($\Delta E=3,70$) aber dennoch im Bereich für die klinische Wahrnehmbarkeit ($\Delta E=1$). Der Unterschied zwischen den beiden Vergleichsgruppen (1 mm, 1,5 mm) ist mit $p<0,001$ statistisch signifikant.

5.2. Keramikfarbe

Das Box-Whisker-Plot in Abbildung 13 zeigt auf der x-Achse die Keramikfarben welche im Vergleich zur Referenzfarbe 0M1HT betrachtet wurden. Auf der y-Achse sind die errechneten ΔE -Werte aufgestellt.

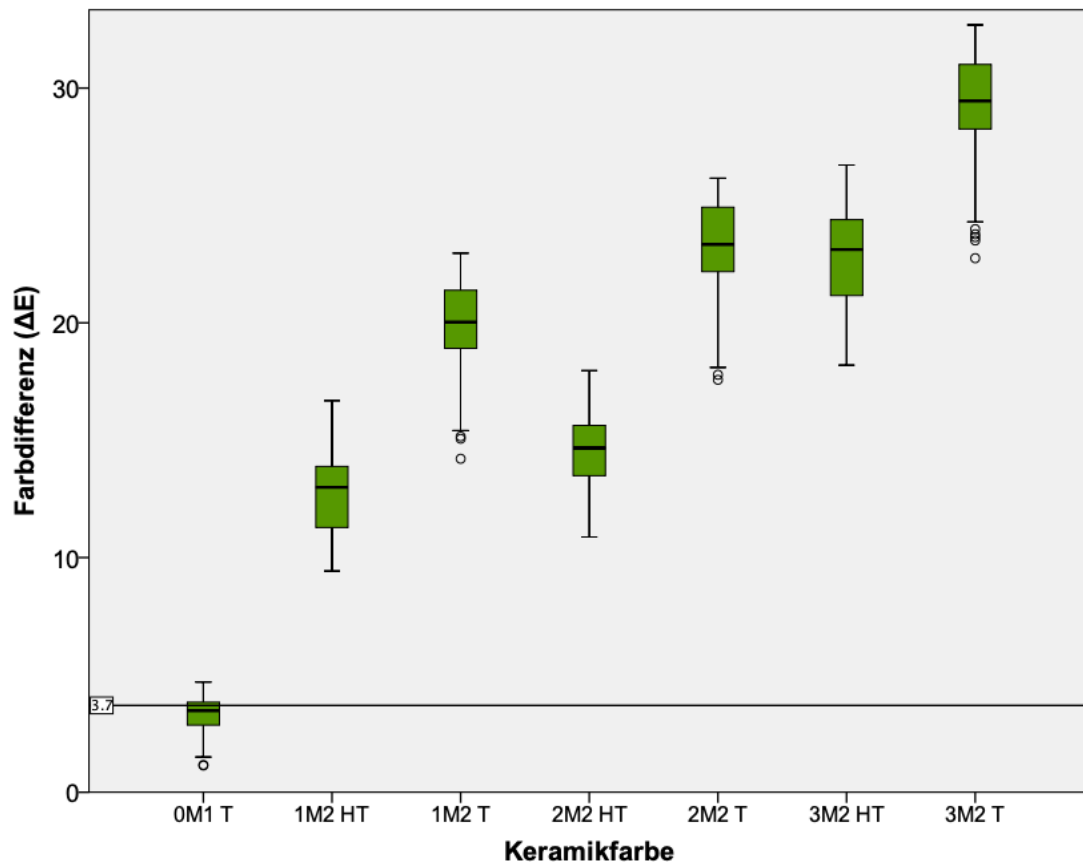


Abbildung 13: Das Box-Whisker-Plot zeigt die Farbdifferenzen (ΔE) zwischen den Keramikfarben 0M1T, 1M2HT, 1M2T, 2M2HT, 2M2T, 3M2HT und 3M2T verglichen mit der Referenzfarbe 0M1HT

Tabelle 5: Mehrfachvergleich der Messvorgänge (n) mit den Farben 0M1T, 1M2HT, 1M2T, 2M2HT, 2M2T, 3M2HT und 3M2T, sowie die ermittelten Farbdifferenzen (ΔE) mit ihren Standardabweichungen und den signifikanten Unterschieden (C-H). Nicht signifikante Unterschiede sind mit dem gleichen Buchstaben markiert.

Keramikfarbe	n	Mittelwert (ΔE)	Standardabweichung
0M1T	324	3,33 C	0,70
1M2HT	324	12,80 D	1,79
1M2T	324	19,91 E	1,79
2M2HT	324	14,61 F	1,48
2M2T	324	23,15 G	2,03
3M2HT	324	22,75 G	2,22
3M2T	324	29,27 H	2,06

Die Farbdifferenzen zwischen der Referenzfarbe 0M1HT und 0M1T, 1M1HT, 1M2T, 2M2HT, 2M2T, 3M2HT und 3M2T zeigen eine generelle Tendenz zur Zunahme bei gleichzeitiger Abnahme der Helligkeit. Ausnahme bildet die Farbe 2M2HT. Sie weist im Vergleich zur helleren Keramikfarbe 1M2T ($\Delta E=19,91$) eine geringere Farbdifferenz ($\Delta E=14,61$) auf.

Bis auf die beiden Farben 2M2T und 3M2HT mit $p=0,088$, weisen alle restlichen Keramikfarben einen statistisch signifikanten Unterschied zueinander auf ($p<0,001$). Zudem liegen, bis auf 0M1T ($\Delta E=3,33$), alle Keramikfarben mit $\Delta E>3,70$ und somit im klinisch nicht akzeptablen Bereich.

5.3 Befestigungsmaterial

Die Abbildung 14 zeigt ein Box-Whisker-Plot, welches die errechneten Farbdifferenzen (ΔE) der Try-In Pasten im Vergleich zur Referenzfarbe transparent darstellt.

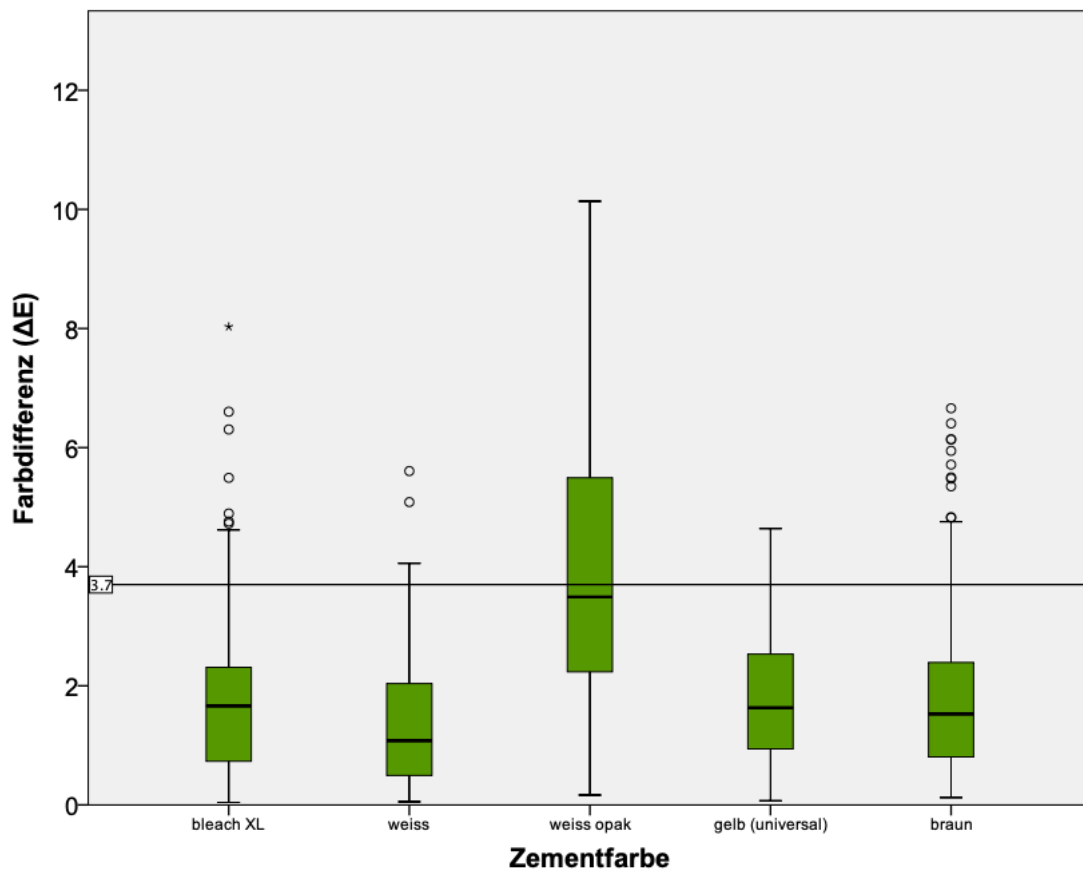


Abbildung 14: Das Box-Whisker-Plot zeigt die Farbdifferenzen (ΔE) zwischen der transparenten Referenz-Try-In Paste und den Farben bleach XL, weiß, weiß opak, gelb (universal) und braun

Tabelle 6: Mehrfachvergleiche der Messvorgänge (n) mit den Zementfarben bleach XL, weiß, weiß opak, gelb (universal) und braun, sowie die ermittelten Farbdifferenzen (ΔE) mit ihren Standardabweichungen und den signifikanten Unterschieden (I und J). Nicht signifikante Unterschiede sind mit dem gleichen Buchstaben markiert.

Zementfarbe	n	Mittelwert (ΔE)	Standardabweichung
bleach XL	432	1,67 I	1,08
weiß	432	1,33 J	0,99
weiß opak	432	3,87 K	2,18
gelb (universal)	432	1,77 I	0,99
braun	432	1,77 I	1,23

In diesem Vergleich wurde keine stetige Zu- oder Abnahme der Farbdifferenz sichtbar bei gleichzeitig abnehmender Helligkeit der Zementfarbe bzw. Zunahme des Farbpigmentanteils. Der geringste ΔE -Wert wurde beim Vergleich von transparent zu weiß berechnet ($\Delta E=1,33$). Weiß opak liegt als einzige Farbe mit einer Farbdifferenz von $\Delta E=3,87$ über dem Grenzwert für einen klinisch akzeptablen Farbunterschied ($\Delta E=3,70$). Die restlichen Farben liegen somit im Bereich der klinischen Akzeptanz ($\Delta E < 3,70$).

Die Farben bleach XL, gelb (universal) und braun weisen untereinander keine statistisch signifikanten Unterschiede auf ($p=1,000$). Hingegen zeigen weiß und weiß opak zu den restlichen Farben statistisch signifikante Unterschiede.

So besitzt weiß zu bleach XL einen kleinen aber signifikanten Unterschied mit $p=0,003$. Weiß opak bildet eine deutliche Ausnahme und weist mit $p < 0,001$ zu allen Farben, bleach XL, weiß, gelb (universal) und braun statistisch signifikante Unterschiede auf.

5.4 Stumpffarbe

Das Box-Whisker-Plot in Abbildung 15 stellt die Farbdifferenzen (ΔE) der unterschiedlichen Stumpffarben da, die im Vergleich zur Referenzstumpffarbe 1M1 berechnet wurden.

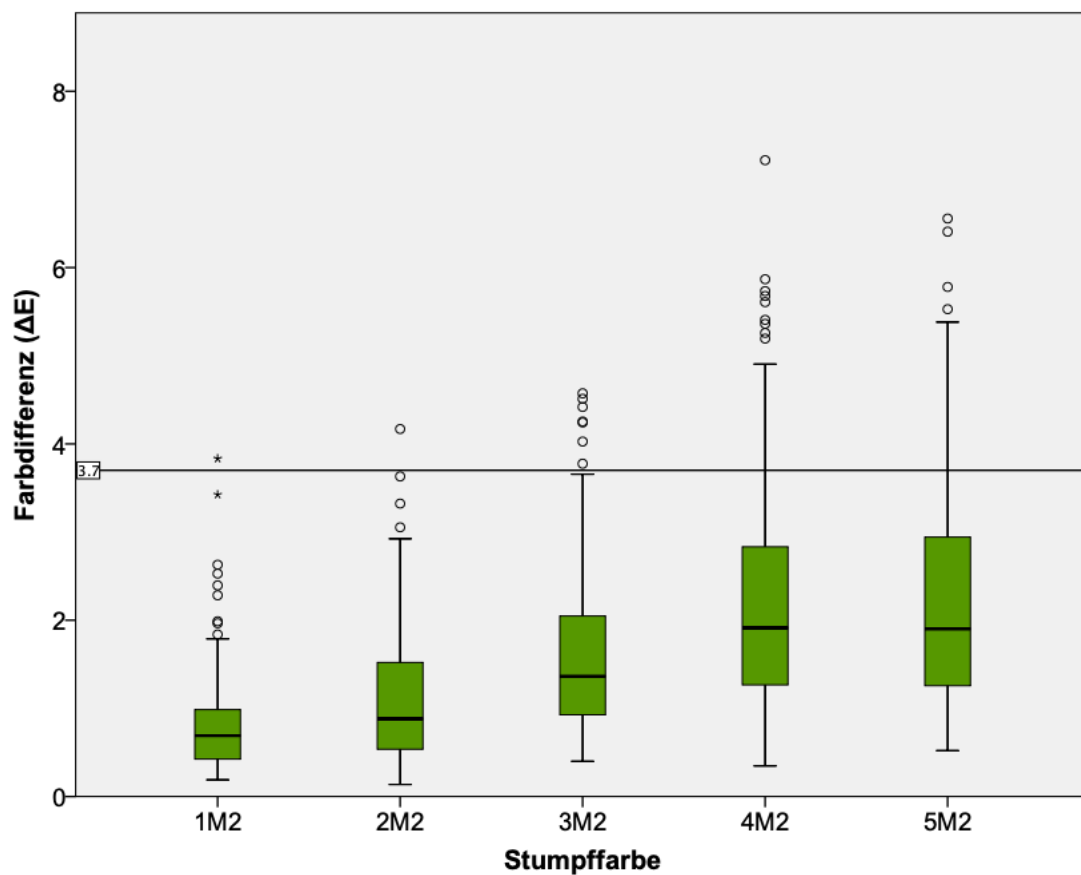


Abbildung 15: Das Box-Whisker-Plot zeigt die Farbdifferenzen zwischen den Stumpffarben 1M2, 2M2, 3M2, 4M2 und 5M2 zur Referenzfarbe 1M1

Tabelle 7: Mehrfachvergleich der Messvorgänge (n) mit den Stumpffarben 1M2, 2M2, 3M2,4M2 und 5M2, sowie die ermittelten Farbdifferenzen (ΔE) mit ihren Standardabweichungen und den signifikanten Unterschieden (L-N). Nicht signifikante Unterschiede sind mit dem gleichen Buchstaben markiert.

Stumpffarbe	n	Mittelwert (ΔE)	Standardabweichung
1M2	126	0,85 L	0,63
2M2	126	1,12 L	0,81
3M2	126	1,62 M	0,98
4M2	126	2,27 N	1,43
5M2	126	2,22 N	1,30

Es ist eine Tendenz zur Farbdifferenzzunahme mit Abnahme der Stumpffarbenhelligkeit zu erkennen. Alle Stumpffarben weisen zueinander mit $p < 0,05$ statistisch signifikante Unterschiede auf. Ausnahmen bilden 1M2 und 2M2 mit $p = 0,408$ sowie 4M2 und 5M2 mit $p = 1,000$ untereinander. Sie sind somit statistisch nicht signifikant.

Die ΔE -Werte aller Stumpffarben liegen unter dem Grenzwert für einen klinisch akzeptablen Farbunterschied ($\Delta E = 3,70$). Der Vergleich zwischen 1M1 und 1M2 ist mit $\Delta E = 0,85$ zudem unterhalb der Grenze $\Delta E = 1$ für die klinische Wahrnehmbarkeit und somit klinisch nicht wahrnehmbar.

6. Diskussion

6.1 Methodendiskussion

Nach Empfehlung durch eine Stellungnahme der DGZMK (Deutsche Gesellschaft für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde), die Bestimmung der Zahnfarbe unter tageslichtähnlichen, standardisierten Bedingungen durchzuführen, wurde dies bei dieser Versuchsreihe berücksichtigt [86]. Diese einheitlichen Bedingungen vermeiden weitere Einflussfaktoren von außen, wie zum Beispiel Belichtungsquellen unterschiedlicher Intensitäten oder Farbeinwirkungen durch den Abmusterungsraum [141].

Für diese in-vitro Untersuchung wurde eine Restauration (Kronenversorgung im Frontzahnggebiet) aus dem Material VITA ENAMIC hergestellt und spektralfotometrisch gemessen. Aufgrund seiner Struktur, einem polymerinfiltrierten Keramiknetzwerk, kombiniert das Material die Eigenschaften der Keramik, wie hohe Ästhetik und Festigkeit, mit der eines Polymers, zum Beispiel die höhere Elastizität. Dies ermöglicht ein breites Indikationsspektrum und Einsatzgebiete in der restaurativen Zahnheilkunde [52]. Durch das integrierte Polymernetzwerk wird im Vergleich zu harten und spröden Keramiken, die Rissbildung frühzeitig aufgehalten und ein Erneuern der Restauration vermieden [56]. Ein weiterer Vorteil bietet die schnelle Verarbeitung. Lediglich ist die Fertigstellung durch eine manuelle Hochglanzpolitur nach dem Fräsvorgang erforderlich. Somit ist kein finaler Brennvorgang für den Glanz von Nöten und eine schnellere Chairside-Behandlung wird ermöglicht, die den klinischen Ablauf optimiert [55]. Dadurch werden weitere Fehlerquellen, welche bei zusätzlichen Schichtungs- oder Brennvorgängen entstehen könnten, ausgeschlossen [120].

Die visuelle Farbestimmung ist subjektiv und wird durch viele Faktoren beeinflusst, wie zum Beispiel das Farbempfinden des Betrachters [77, 78, 142], Lichtverhältnisse [79, 143], die Oberflächenbeschaffenheit [126], die Transluzenz der Restauration [144, 145] und dem richtigen Materialeinsatz aufgrund der Indikation [146]. Für die optimalste Farbestimmung sollten, neben der Visuellen, auch ergänzend digitale Systeme hinzugezogen werden. Hierfür gibt es in der

Zahnheilkunde verschiedene Systeme. Die am häufigsten verwendeten sind die Spektralfotometer, Kolorimeter oder Digitalkamerasysteme mit kompatibler Software zur Umwandlung in eine dentale Farbe [1]. Igiel et al. stellten in einer Studie dar, dass sich die Ergebnisse in der traditionellen visuellen Farbnahme zum Teil signifikant von der instrumentellen unterscheiden. Zudem sollte immer das gleiche Messgerät verwendet werden, da es signifikante Unterschiede der Ergebnisse bei der Farberhebung verschiedener Hersteller gibt [147]. Dies belegten auch Lehman et al. und bestätigten, dass die digitalen Systeme die Genauigkeit der Farbbestimmung zuverlässig verbessern können [148]. Paul et al. zeigten zudem in einer Untersuchung, dass Spektralfotometer die Messgenauigkeit um 33% erhöhen. Des Weiteren zeigen sie entgegen der subjektiven Farbwahrnehmung des menschlichen Betrachters, eine objektive Farbübereinstimmung von 93.3% [149]. Knezovic et al. untersuchten das Spektralfotometer VITA Easyshade Advance 4.0 von Vita Zahnfabrik (Vita Zahnfabrik H. Rauter GmbH & Co. KG, Bad Säckingen, Dtl.). Hier konnte eine hohe Genauigkeit bei Messwiederholungen belegt werden, sowie eine generelle Messgenauigkeit von 93,7% [150]. Um möglichst genaue und objektive Ergebnisse erzielen zu können, wurde VITA Easyshade Advance 4.0 mit der höchsten Reproduzierbarkeit für die Farbbestimmung in dieser Untersuchung benutzt.

Nach der Kalibrierung kann das Spektralfotometer die Reflektion des Lichtes in Abhängigkeit der Wellenlänge messen. Aus diesen gewonnenen Werten wird für die gemessene Farbe eine Remissionskurve erstellt. Aus dieser werden wiederum die Informationen der Farbe, ein farblicher „Fingerabdruck“, ermittelt. Anhand dieser Farbinformationen lassen sich nun die Farbkoordinaten innerhalb des CIE L*a*b* Farbsystems bestimmen [151]. Um die möglichen Farbunterschiede (ΔE -Werte) bei den Messungen darstellen zu können, sind ausschließlich die metrisch gewonnenen Farbkoordinaten heranzuziehen und zu berechnen. Erst dann können sie in einen klinischen Zusammenhang gebracht werden [152]. Die unterschiedlichen Farberhebungssysteme unterscheiden sich nicht nur bei der Datenerhebung, sondern auch in ihrer Art des Messverfahrens. Manche Geräte messen die Fläche des ganzen Zahnes und anschließend wird eine topographische Farbkarte erstellt. Andere Messgeräte errechnen eine durchschnittliche Farbe anhand eines bestimmten Flächenausschnittes des Zahnes. Da Spektralfotometer die Reflektion des Lichtes messen, sind die Messungen stark von der Distanz und dem Winkel, zwischen dem zu messendem Objekt und Sensor, sowie der Art der Reflektion des

Objekts abhängig. Optimalste Ergebnisse erhält man daher nur bei flachen, opaken Messgegenständen [1]. Das in dieser Untersuchung verwendete Messgerät VITA Easyshade Advance 4.0 bietet eine Auswahl an Messvarianten. Für diese Versuchsreihe wurden die CIE L*a*b*-Koordinaten mittels Ein-Punktmessverfahren ermittelt. Dabei wurde nur ein begrenzter Bereich mit einem Durchmesser von $19,63 \text{ mm}^2$ erfasst, der durch die optische Blende vorgegeben wurde. Durch die plan gestaltete Messoberfläche kann nun die Sonde parallel, im 0° Winkel platziert werden. Wird nun der Messbereich belichtet werden die Lichtstrahlen ebenso in einem 0° Winkel wieder erfasst. Dies wird als $0^\circ/0^\circ$ -Messgeometrie bezeichnet. Da die Sonde plan aufliegt, haben Lichtreflektionen von der Keramikoberfläche keinen Einfluss auf die Messergebnisse. Durch diese Art der Messung und Reduktion der Lichtreflektion vom Messobjekt kann ein weiterer Einflussfaktor eliminiert werden. Dies ist besonders in dieser in-vitro Untersuchung wichtig, da die Oberflächenbeschaffenheit nicht Teil dieser Versuchsreihe ist. Ein weiterer Vorteil der Messsonde mit ihrer reduzierten optischen Blende ist dieser, dass bei der Belichtung des Prüfkörpers, im Verhältnis zu einer größeren Blende weniger Lichtstrahlen außerhalb der Blende und somit mögliche Farbinformationen verloren gehen. Dieser Verlust von Farbinformationen wird auch als „edge loss effect“ bezeichnet [99, 153]. Um die Position und den zu messenden Bereich, reproduzierbar auf alle Farbmessungen zu übertragen und schlussendlich miteinander vergleichen zu können, hat sich eine Repositionierungsschiene bewährt [153]. Sie stellt nicht nur die Messposition sicher, durch sie kann nun auch der richtige Sitz der Restauration auf dem Stumpf überprüft und eventuelle Fehlpositionen korrigiert werden.

Die adhäsive Befestigung von keramischen Restaurationen gilt weiterhin als Goldstandard. Der dominierende Anteil der Hybridkeramik besteht zu 86 Gew% aus Feldspatkeramik. Daher kann sie, analog zu vollkeramischen Restaurationen, adhäsiv auf dem Zahnstumpf befestigt werden [154]. Die anschließende Haftfestigkeit entspricht der von klinisch etablierter Feldspatkeramik [73]. Die Hersteller bieten entsprechend zu ihren Befestigungsmaterialien, farblich passende Try-In Pasten an. Diese ermöglichen dem Behandler eine Überprüfung des späteren Endresultates hinsichtlich der Farbe vor der definitiven Befestigung [155, 156]. Es gibt viele Unstimmigkeiten in der Literatur, was die farbliche Übereinstimmung von Try-In Pasten im Vergleich zu ihren definitiven Befestigungsmaterialien betrifft. Zum

Einen konnten Balderamos et al. Sowie Al Ghazali et al. Signifikante Farbunterschiede beider korrespondierender Materialien zueinander feststellen [152, 157]. Wang et al. belegte zum Teil große Schwankungen innerhalb einzelner Befestigungssysteme [158]. Auf der anderen Seite konnten allerdings auch hohe Übereinstimmungen ($\Delta E < 2$) der beiden Materialien analysiert werden. Dies zeigt Xing et al. in seiner Untersuchung mit dem Befestigungssystem RelyX (3M ESPE, USA) [159]. Auch für die Variolink Try-In Pasten von Ivoclar Vivadent (Ivoclar Vivadent GmbH, Schaan, Lichtenstein) wurde eine ebenso gute farbliche Übereinstimmung zu dem korrespondierenden Befestigungsmaterial festgestellt [160, 161].

Um die Ergebnisse der verschiedenen Einflussfaktoren (Keramikstärke, Keramikfarbe, Befestigungsmaterial und Farbe des Zahnstumpfes) einzeln betrachten zu können, wurden die alle anderen Faktoren gleichgeschaltet. Dies bedeutet zum Beispiel, dass bei der Untersuchung des Befestigungsmaterial die anderen Faktoren wie Keramikstärke, Keramikfarbe und die Stumpffarbe nicht verändert wurden. Ziel dieser Untersuchung war es, die Einflussstärke der einzelnen Faktoren auf die Farbe der Restauration sowie die klinische Relevanz (ΔE) mit Hilfe der CIE L*a*b*-Koordinaten darzustellen und beurteilen zu können.

6.2 Ergebnisdiskussion

6.2.1 Einfluss Keramikstärke

Bei der Untersuchung der Farbdifferenzen (ΔE) unter Berücksichtigung der Keramikstärke konnten signifikante Unterschiede festgestellt werden. Die Keramikstärken 1 mm und 1,5 mm wurden im Vergleich zur Referenzstärke 2 mm untersucht. Dabei stellte sich eine Zunahme der Farbdifferenz (ΔE) mit Abnahme der Keramikstärke dar. Der ΔE -Wert von 1,73 bei dem Vergleich der Keramikstärke 1,5 mm zu 2 mm erhöhte sich auf $\Delta E=2,92$ bei dem Vergleich 1 mm zu 2 mm. Beide Farbdifferenzen liegen über dem Grenzwert für eine klinische Wahrnehmbarkeit ($\Delta E=1$) und unterhalb der Grenze für den klinisch akzeptablen Bereich ($\Delta E \leq 3,70$). Der Einfluss der Keramikstärke wurde bereits in vielen Untersuchungen belegt. Es wurde deutlich, dass die Keramikstärke ein wichtiger Faktor in der Realisation eines farblich optimalen Ergebnis einnimmt [5, 115, 162]. Nakamura et al. belegte, dass eine Keramikstärke von 2 mm einen dunklen Zahnstumpf suffizient abdecken kann und dieser somit keinen Einfluss auf das farbliche Endergebnis hat [124]. Wird die Keramikstärke hingegen reduziert bewirkt dies eine Demaskierung der darunterliegenden Strukturen. Diese können nun mehr Einfluss nehmen. Vichi et al. zeigte auf, dass bei einer Keramikstärke von 1,5 mm farbliche Veränderungen zum Teil nur mittels spektralfotometrischer Analyse wahrnehmbar sind. Bei einer Stärke von 1 mm sind Farbunterschiede hingegen auch klinisch wahrnehmbar [123]. Inwiefern eine Keramik die darunterliegenden Strukturen suffizient abdecken kann, hängt auch viel von den Eigenschaften des Materials an sich an. Je dichter eine Keramik in ihrem Aufbau ist umso weniger wird das Licht beim Durchfallen gebrochen. Sie wirkt somit mehr opak als transluzent. Zudem variieren Keramiken in ihrem Aufbau und ihrem Transluzenzgrad, aufgrund unterschiedlicher Hersteller und Keramiksystemen [4, 163]. Je fester und dichter eine Keramik ist umso opaker erscheint sie. Dies beruht auf dem erhöhten Grad ihres kristallinen Anteils [164]. Durch eine hohe Opazität, kann somit ein dunkel verfärbter Stumpf suffizient abdeckt werden. Diese Keramiken eignen sich allerdings aufgrund ihres geringen Transluzenzgrades eher weniger zur Herstellung ästhetisch hochwertiger vollanatomischer Restaurationen. Sie werden daher oft als Unterkonstruktion für

Verblendkeramiken eingesetzt [3, 128, 163]. Bei den Zahnärzten immer beliebter werden die Keramiken, die in Chairside-Behandlungen mittels CAD/CAM-Verfahren in der Praxis gefertigt werden können. Hier kommen vor allem Feldspat-, Leucit- oder Lithiumdisilikatkeramiken zum Einsatz [165]. Auch die in dieser Untersuchung verwendete Hybridkeramik wird immer häufiger in der Praxis bei Chairside-Behandlungen für Zahnersatz verwendet. Sie zeichnet sich dadurch aus, dass sie die Vorteile einer Keramik und eines Komposit kombiniert [52, 53]. Die reinen Keramiken sowie die Hybridkeramik weisen einen hohen Transluzenzgrad auf. Dadurch können dunkle Strukturen nicht immer zufriedenstellend abgedeckt und maskiert werden. Aufgrund dieser Problematik ist die Keramikstärke der Hauptfaktor in vielen Untersuchungen. So kam man unabhängig des Keramikmaterials zu dem Ergebnis, dass je höher die Keramikstärke umso suffizienter können verfärbte Stumpfe abgedeckt werden [5, 8, 123, 162, 166]. Nakamura et al. konnte belegen, dass eine Keramikstärke von 2 mm ein Durchscheinen eines dunkelverfärbten Zahnstumpfes signifikant abschwächen kann [124]. Vichi et al. zeigte, dass Reduktionen der Keramikstärke von 2 mm auf 1,5 mm oder 1 mm zu klinisch wahrnehmbaren Farbdifferenzen führen. Dies spiegelte sich auch in dieser Untersuchung wieder. Somit ist eine suffiziente Abdeckung eines dunklen Zahnstumpfes bei einer Keramikstärke von 1 mm alleine durch die Restauration nicht mehr gewährleistet [123]. Auch Chaiyabutr et al. stellten in ihrer Untersuchung der Keramikstärke als Einflussfaktor auf die Endfarbe folgendes zusammen. Je höher die Keramikstärke umso geringer die beobachteten Farbdifferenzen der Endfarbe ($p < 0,01$). Ihre Untersuchung umfasste Keramikstärken von 1 mm - 2,5 mm Stärke [5].

Somit kann man festhalten, dass das farbliche Endresultat einer transluzenten Keramik bzw. Hybridkeramik wie in diesem Fall die VITA ENAMIC stark von der Keramikstärke beeinflusst wird und zu klinisch sichtbaren Farbunterschieden führt.

Somit kann die erste Nullhypothese, dass mit Reduktion der Keramikstärke die Farbdifferenz (ΔE) zunimmt, bestätigt werden.

6.2.2 Einfluss Keramikfarbe

In diesem Teil der Versuchsreihe wurden die Farbdifferenzen (ΔE) der Keramikfarben als Einflussfaktor untersucht. Die Keramikfarben 0M1T, 1M2HT, 1M2T, 2M2HT, 2M2T, 3M2HT und 3M2T wurden mit der Referenzfarbe 0M1HT verglichen. Die Ergebnisse weisen signifikante Unterschiede ($p < 0,05$) zwischen den Keramikfarben auf. Ausnahme bilden die Farben 2M2T und 3M2HT mit $p = 0,088$. Alle Farbunterschiede (ΔE) liegen, bis auf die Farbe 0M1T ($\Delta E = 3,33$), mit $\Delta E > 3,70$ im klinisch nicht akzeptablen Bereich. Somit liegt 0M1T im klinisch akzeptablen Bereich. Werden die Keramikfarben mit der Referenzfarbe 0M1HT verglichen, lässt sich eine Tendenz zur Zunahme der Farbdifferenz (ΔE) bei gleichzeitiger Abnahme der Farbhelligkeit erkennen. Ausnahme bildet die Farbe 2M2HT. Sie hat im Vergleich zur helleren Farbe 1M2T mit $\Delta E = 19,91$ eine niedrigere Farbdifferenz ($\Delta E = 14,61$).

Die Keramikfarbe als Einflussfaktor auf die Farbgestaltung ist bisher weniger untersucht worden. Bisher stand die Keramikstärke und der Grad ihrer Transluzenz im Vordergrund der meisten Untersuchungen [5]. Die Auswahl der Keramikfarbe wird in der Regel entsprechend der gewünschten Endfarbe gewählt. Bei Bedarf kann diese durch verschiedene zusätzliche Techniken individualisiert werden. Hierzu zählt zum einen die Anwendung von Malfarben oder bei den Vollkeramiksystemen die Individualisierung durch Verblendkeramik. Für diese Technik ist allerdings vorweg eine Reduktion des Keramikgerüsts notwendig (Cut-back Verfahren). Durch diese Möglichkeiten der Individualisierung kann der Transluzenzgrad innerhalb der Keramik variiert werden [139]. Die Farbe wird durch das Verhalten des Lichtes beim Einfallen und Durchtreten der Keramik bestimmt. Dafür ist ihr chemischer Aufbau sowie Größe und Anteil der Kristall- und Glaspartikel verantwortlich [125, 126]. Bei der Farbgestaltung spielt die Transluzenz der Keramik eine große Rolle. Ist sie erhöht, fallen mehr Lichtstrahlen durch die Keramik hindurch und ein dunklerer überdeckter Zahnstumpf nimmt entsprechend Einfluss auf die Endfarbe. Bei der Individualisierung kann darauf Rücksicht genommen werden [5, 136]. Enthält die Keramik anstatt einen hohen Transluzenzgrad eine erhöhte Opazität, wird die Reflektion der unter der Krone liegenden Zahnschicht vermindert und hat somit weniger Einfluss auf die Endfarbe [123].

Jeder Keramikhersteller bietet viele verschiedene Keramikfarben in unterschiedlichen Transluzenzgraden an. Somit erhöhen sich die Kombinationsmöglichkeiten um ein

Vielfaches. Daher ist es für Zahnärzte und Zahntechniker ratsam sich auf bestimmte Keramikhersteller zu einigen um mit gleichen Referenzen zu arbeiten und ein für beide Seiten optimales Ergebnis zu erreichen.

In dieser Untersuchung konnte belegt werden, dass die Keramikfarbe grundsätzlich einen signifikanten Einfluss auf die Farbdifferenzen hat. Es wurde belegt, dass der Farbunterschied (ΔE) zunimmt, je dunkler die Keramikfarbe wird. Somit kann die zweite Nullhypothese bestätigt werden.

6.2.3 Einfluss Farbe Befestigungsmaterial

Bei der Untersuchung des Einflusses der Farbe des Befestigungsmaterials wurde das System Variolink II (Vita Zahnfabrik H. Rauter GmbH & Co. KG, Bad Säckingen, Dtl.) untersucht. Die Firma Vita Zahnfabrik bietet korrespondierende der definitiven Befestigungsmaterialien Try-In Pasten an. Mit ihnen wurde die Farbrealisation der Kronenversorgung simuliert. Untersucht wurden die Farben bleach XL, weiß, weiß opak, gelb (universal) und braun zur Referenzfarbe transparent. Der Zementspalt betrug gleichmäßige 0,1 mm bei allen Restaurationen.

Alle Farbdifferenzen lagen oberhalb der Grenze für die klinisch wahrnehmbare Akzeptanz ($\Delta E > 1$). Den geringsten Farbunterschied mit $\Delta E = 1,33$ weist die Farbe weiß zur Referenzfarbe transparent auf. Ausnahme bildet die Farbe weiß opak mit $\Delta E > 3,70$. Sie liegt somit im klinisch nicht akzeptablen Bereich. Die Ergebnisse dieser Studie zeigen, dass die Try-In Pasten des Befestigungssystem Variolink II einen klinisch wahrnehmbaren Einfluss auf die finale Restaurationsfarbe besitzen. Dies wurde bereits in weiteren Untersuchungen bestätigt [105, 156]. Dabei ist zudem die Schichtstärke des Befestigungszementes mit entscheidend. Ab einer Zementstärke von 0,1 - 0,2 mm konnten Vichi et al. belegen, dass dieser einen geringen aber wahrnehmbaren Einfluss ($\Delta E < 1$) auf die Endfarbe hatte [123]. Azer et al. kamen in ihrer Studie zu dem Ergebnis, dass verschiedenfarbige Befestigungskomposite von Variolink II (weiß und transparent) zu signifikanten Unterschieden in der Endfarbe der IPS Express Keramik führen [167]. Turgut et al. kamen in ihrer Untersuchung ebenfalls zu dem Ergebnis, dass die untersuchten Farben transparent und weiß opak Einfluss auf die finale Farbe haben. Dabei stellen sie allerdings auch dar, dass bei Zunahme der Keramikstärke der Einfluss der Farbe des Befestigungszementes

abnahm [8]. Dies belegten auch Chang et al. in ihrer Studie. Bei einer Keramikstärke von 1 mm bzw. 1,5 mm besitzen die darunter liegenden Strukturen mehr Einfluss auf die Endfarbe als bei einer Keramikstärke von 2 mm [139]. Daher kann man allgemein festhalten, dass der Einfluss des Befestigungszementes mit Abnahme der Keramikstärke zunimmt [5, 139].

Auch die Opazität der Befestigungsmaterialien kann eine Rolle bei der Farbgestaltung einnehmen. So werden dunkle Zahnstümpfe durch opakere Materialien suffizienter abgedeckt als durch Transparente [105]. Uzun et al. stellten in ihrer Untersuchung da, dass weiß opak im Vergleich zu weiß, gelb (universal) und braun dunklere Stümpfe bzw. Aufbauten aus Metall suffizienter kaschiert und somit den größten Einfluss auf die Gesamtfarbe hat [168]. Chang et al. stellen außerdem fest, dass die Opazitätswerte für Farben welche sich „opak“ nennen zum Teil deutlich höher sind als andere Farben. So zeigt sich das weiß opak der Variolink II Befestigungsmaterialien zum Teil den doppelten oder dreifachen Opazitätsgrad besitzen als die anderen Farben in dem gleichnamigen System [139]. Dies spiegelt sich auch in den Ergebnissen dieser Untersuchung wider, in der deutlich wird, dass weiß opak den größten Einfluss auf das farbliche Endresultat hat.

Die Ergebnisse dieser Untersuchung zeigen bei Betrachtung des Befestigungsmaterials als Einflussfaktor auf die Endfarbe durchweg klinisch wahrnehmbare Farbunterschiede. Ausnahme bildet die Farbe weiß opak. Sie hat im Vergleich zu den restlichen Farben einen starken Einfluss und verursacht nicht inakzeptable Farbveränderungen. Somit kann gezeigt werden, dass bei transluzenten monolithischen Zahnrestaurationen mit Hilfe des Befestigungsmaterials die Endfarbe beeinflusst werden kann.

Somit kann die dritte Nullhypothese, dass mit Zunahme der Opazität bzw. dem Anteil an Farbpigmenten der Farbunterschied (ΔE), in Hinsicht der Opazität, bestätigt werden. Mit Zunahme der Farbpigmente hingegen keine stetig steigenden Farbunterschiede zu verzeichnen sind.

6.2.4 Einfluss Stumpffarbe

Zur Untersuchung des Einflusses der Stumpffarbe auf das farbliche Endresultat dienten unterschiedlich eingefärbte Kunststoffstümpfe. Sie sollen den natürlichen Zahnstumpf bzw. den präparierten Zahn mit seiner stets individuellen Färbung

imitieren und simulieren [5]. Es ist von Vorteil, die Farben der Kunststoffstümpfe aus einem Material zu wählen welches die farbliche Abdeckung aller natürlichen Zahnfarben gewährleistet. Dies bietet der in dieser Versuchsreihe verwendete lichthärtende Kunststoff VM LC Dentin Base der Firma Vita Zahnfabrik (Vita Zahnfabrik H. Rauter GmbH & Co. KG, Bad Säckingen, Dtl.) [1]. Hergestellt wurden Zahnstümpfe aus den Farben 1M1, 1M2, 2L1,5, 2M2, 2M3, 2R1,5, 2R2,5, 3L1,5, 3M2, 3M3, 3R1,5, 3R2,5, 4L2,5, 4M1, 4M2, 4R1,5, 5M2, 5M3. Die Farbe 1M1 diente als Referenzfarbe. Zu ihr wurden die Farbdifferenzen (ΔE) berechnet. Für die Darstellung der Messergebnisse wurden die Werte der Hauptfarben 1M2, 2M2, 3M2, 4M2 und 5M2 herangezogen. Bis auf die Farbe 1M2 mit $\Delta E=0,85$ liegen die vier anderen Farben mit $\Delta E > 1$ und $\Delta E < 3,70$ im klinisch sichtbaren Bereich. Somit kann für die Farbe 1M2 klinisch kein sichtbarer Farbunterschied zur Referenz 1M1 dargestellt werden. Grundsätzlich ist ein stetiger Anstieg der Farbdifferenz mit einem Einhergehen immer dunkler erscheinenden Zahnstümpfe zu beobachten. Zu dieser Erkenntnis kamen auch Chaiyabutr et al.. In ihrer Untersuchung wurde festgestellt, dass zwischen starkverfärbten und natürlich helleren Zahnstümpfen bei einer Keramikstärke von 1 mm klinisch nicht akzeptable Farbdifferenzen ($\Delta E > 3,70$) entstehen [5]. Auch Vichi et al. konnten belegen, dass unterschiedlich stark verfärbte Zahnstümpfe die Farbunterschiede stark erhöht. Dies lässt sich zum Teil auf die erhöhte Transluzenz in der Struktur monolithischer Keramik zurückführen [123]. Zu dem gleichen Ergebnis, dass die Farbe der Zahnstümpfe einen entschiedenen Einfluss auf die Zahnfarbe hat, kamen auch Li et al. sowie Nakamura et al. in ihren Untersuchungen [124, 169]. Abweichend von den Ergebnissen dieser Untersuchung sind jene von Koutayas et al.. In dieser Untersuchung wurde gezeigt, dass eine dicht gesinterte Aluminiumkeramik dunkel verfärbte Stümpfe suffizient abdecken kann [170]. Eine Erklärung dafür scheint die dicht gesinterte und somit opaker erscheinende Keramik zu sein. Zudem wurde die Keramik zusätzlich bis zu einer Gesamtsicke von 2 mm mit individuell schichtbarer Feldspatkeramik verblendet. Somit kann durch die Gesamtkeramikstärke die suffiziente Kaschierung der dunklen Stümpfe erklärt werden.

Aufgrund der großen Anzahl an Transluzenzgraden der einzelnen Keramiksorten und Farben, wird die exakte Farbbestimmung deutlich erschwert. Zudem kommt der Aspekt, dass die Keramikstruktur einer monolithischen Keramik das ein- und durchfallende Licht stärker brechen als konventionell hergestellte und somit

geschichtete Keramiksyste m e [105]. Infolge dessen kann mehr Licht durch die Keramik hindurchdringen und wird auf der sich unter der Restauration befindende Struktur reflektiert. Somit erhält diese ein größeres Gewicht bei dem Einfluss auf die Endfarbe der Restauration [5]. Eine große Hilfestellung für die Herstellung der Restauration ist die Farbnahme des Zahnstumpfes nach der Präparation. Wird diese an das Zahnlabor weitergeleitet, können Zahntechniker individuell und farblich zum natürlichen Zahn Stumpfmodelle herstellen. Auf diesen kann im Anschluss eine Restauration hergestellt werden die der gewünschten klinischen Situation optimal entspricht [5, 105]. Um die Ergebnisse keramischer Restaurationen zufriedenstellend zu erzielen, ist daher eine exakte Farbnahme des Zahnstumpfes Voraussetzung. Denn, wie die Ergebnisse dieser Studie zeigen, führt die Kombination unterschiedlicher Stumpffarben mit einer Kronenrestauration in kleinen Bereichen zu nichtwahrnehmbaren ($\Delta E < 1$), aber zum Grote i l zu klinisch wahrnehmbaren und akzeptablen Farbdifferenzen ($\Delta E < 3,70$). Somit kann die vierte Nullhypothese, dass die Farbdifferenz zunimmt, wenn gleichzeitig die Stumpffarbe dunkler wird, bestätigt werden.

7. Zusammenfassung

Diese Untersuchung bezog sich auf das umfassende Thema der Farbbestimmung bei prothetischen Versorgungen in der Zahnmedizin. Ziel war es die unterschiedlichen Einflussfaktoren zu untersuchen, inwieweit sie die Endfarbe einer monolithischen Einzelzahnkrone verändern oder beeinflussen können. Näher betrachtet wurden dabei die Keramikstärke, die Keramikfarbe, die Farbe des Befestigungsmaterials sowie die Stumpffarbe. Die Kronen wurden aus der Hybridkeramik VITA ENAMIC mittels CAD/CAM Verfahren in den Farben 0M1HT, 0M1T, 1M2HT, 1M2T, 2M2HT, 2M2T, 3M2HT sowie 3M2T hergestellt. Diese wurden entsprechend ihrer klinischen Indikation vorbereitet, virtuell gestaltet und in 3 Stärken (1 mm, 1,5 mm und 2 mm) angefertigt. Pro Farbe und Stärke wurden jeweils 5 Kronen hergestellt. Somit stand eine Gesamtzahl von 120 Kronen als Prüfkörper für die Untersuchungen zur Verfügung. Mit Hilfe der Try-In Pasten des Befestigungsmaterials Variolink II wurden sie auf verschiedenfarbige Zahnstümpfe temporär befestigt. Die Try-In Pasten lagen in den Farben transparent, bleach XL, weiß, weiß opak, gelb (universal) und braun, sowie die Zahnstümpfe in 18 Farben (1M1, 1M2, 2L1.5, 2M2, 2M3, 2R1.5, 2R2.5, 3L1.5, 3M2, 3M3, 3R1.5, 3R2.5, 4L2.5, 4M1, 4M2, 4R1.5, 5M2 und 5M2) vor. Für die spätere Auswertung und der besseren Übersicht wegen, wurden die Messergebnisse der sechs Hauptfarben (1M1, 1M2, 2M2, 3M2, 4M2, 5M2) in der Untersuchung entsprechend berücksichtigt. Mit Hilfe des Spektralfotometers VITA Easyshade Advance 4.0 der Firma Vita Zahnfabrik wurden nun die vorliegenden Endfarben, welche sich aus der jeweiligen Keramikkrone, dem Befestigungsmaterial und Zahnstumpf ergeben, gemessen. Pro Messung erfolgten 3 Messwiederholungen, wodurch sich eine Gesamtmessanzahl von $n=38880$ Messungen ergab. Durch die bei den Messungen gewonnenen Farbkoordinaten (CIE $L^*a^*b^*$ -Werte) konnten die Farbdifferenzen (ΔE) innerhalb der einzelnen Einflussbereiche berechnet werden. Hierfür wurde vorweg für jeden Einflussfaktor eine Referenz bestimmt. Bei den Keramikstärken waren es die Kronen mit 1 mm, bei den Keramikfarben die Farbe 0M1HT, bei den Befestigungsmaterialien die Farbe transparent und bei den Zahnstümpfen die Farbe 1M1. Für die ebenfalls erforderliche und durchgeführte statistische Auswertung erfolgte eine einfaktorielle

Varianzanalyse (ANOVA) mit einer post-hoc mittels Bonferroni Korrektur durchgeführten α Adjustierung.

Im Bereich der Keramikstärke stellte sich zwischen den ermittelten Farbdifferenzen (ΔE) ein signifikanter Unterschied mit $p < 0,001$ heraus. So lagen die Farbunterschiede bei der Reduktion der Keramikstärke von 2 mm auf 1,5 mm, sowie im klinisch sichtbaren als auch im klinisch akzeptablen Bereich ($1 < \Delta E < 3,70$). Daraus lässt sich schließen, dass die Farbdifferenz ΔE bei gleichzeitiger Reduktion der Keramikstärke zunimmt.

Zwischen den Keramikfarben weisen alle, bis auf die zwei Farben 2M2HT und 3M2HT untereinander, untersuchten Farben zueinander statistisch signifikante Farbunterschiede auf. Alle Keramikfarben, bis auf die Farbe 0M1T, liegen im klinisch wahrnehmbaren Bereich. Mit $\Delta E > 3,70$ sind die Farbdifferenzen allerdings klinisch nicht mehr vertretbar. Somit konnte eine generelle Tendenz zur Zunahme der Farbdifferenz bei gleichzeitiger Abnahme der Keramikfarbe festgestellt werden. Eine Ausnahme bildet die Farbe 2M2HT. Sie weist, im Vergleich zur Referenzfarbe eine geringere Farbdifferenz als die hellere Keramikfarbe 1M2T auf.

Bei der Untersuchung des Befestigungsmaterials als Einflussfaktor wurde keine stetige Zu- oder Abnahme der Farbdifferenz sichtbar. Die Ergebnisse, mit Ausnahme der Farbe weiß opak, lagen stets im klinisch wahrnehmbaren Bereich mit klinischer Akzeptanz. Bei gleichzeitiger Abnahme der Helligkeit des Befestigungsmaterials zeigten die Farben bleach XL, gelb (universal) und braun untereinander keine signifikanten Unterschiede. Die Farben weiß und weiß opak weisen zu den restlichen Farben hingegen signifikante Unterschiede auf. Weiß opak sticht als einzige Farbe, mit einer Farbdifferenz $\Delta E = 3,87$, deutlich hervor. Somit lässt sich beobachten, dass die Opazität eines Befestigungsmaterials einen größeren Einfluss auf die Farbdifferenz nimmt.

Bei Betrachtung der Stumpffarbe als Einflussfaktor, stellen sich die Farbdifferenzen im klinisch wahrnehmbaren und akzeptablen Bereich dar ($1 < \Delta E < 3,70$). Ausnahme bildet die Stumpffarbe 1M2 mit $\Delta E = 0,85$. Im Vergleich zur Referenzfarbe 1M1 werden die Farbdifferenzen bei einer Abnahme der Stumpfhelligkeit stets größer. Dabei sind zwischen den Stumpffarben 1M2 und 2M2, sowie 4M2 und 5M2 keine signifikanten Unterschiede zu beobachten.

Die Ergebnisse dieser Studie zeigen die Komplexität und breitgefächerte Anwendungsmöglichkeiten verschiedener Materialien, um ein farblich harmonisches

und zufriedenstellendes Ergebnis für Patient und Zahnarzt zu erreichen. Daher ist für die richtige Wahl die Kenntnis über die verschiedenen Keramikarten mit ihren jeweils spezifischen Eigenschaften essentiell. Dabei spielen Faktoren wie die Reflektion und die Absorption des Lichtes sowie die Transluzenz und die Opazität der jeweiligen Keramik eine große Rolle. Zusätzlich kann das Wissen über die Einflüsse von Befestigungsmaterial und der Stumpffarbe helfen um ein zufriedenstellendes Ergebnis zu erreichen.

Die in dieser In-vitro-Untersuchung ermittelten Ergebnisse könnten als Grundlage für ein Hilfsprogramm von CAD/CAM Anwendern dienen. Dieses könnte nun eine geeignete Kombination aus Keramikfarbe und Farbe des Befestigungsmaterials bestimmen, um unter Berücksichtigung der zuvor bekannten Faktoren wie Kronenstärke und Stumpffarbe, das gewünschte farbliche Endresultat zu erreichen.

8. Literaturverzeichnis

1. Chu SJ, Trushkowsky RD, Paravina RD. Dental color matching instruments and systems. Review of clinical and research aspects. *Journal of Dentistry*. 2010;38:2-16.
2. Joiner A. Tooth colour: a review of the literature. *Journal of Dentistry*. 2004;32:3-12.
3. Della Bona A, Kelly JR. The clinical success of all-ceramic restorations. *The Journal of the American Dental Association*. 2008;139:8-13.
4. Spear F, Holloway J. Which all-ceramic system is optimal for anterior esthetics? *The Journal of the American Dental Association*. 2008;139:19-24.
5. 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.
6. Salameh Z, Tehini G, Ziadeh N, Ragab HA, Berberi A, Aboushelib M. Influence of ceramic color and translucency on shade match of CAD/CAM porcelain veneers. *International Journal of Esthetic Dentistry*. 2014;9.
7. Shokry TE, Shen C, Elhosary MM, Elkhodary AM. Effect of core and veneer thicknesses on the color parameters of two all-ceramic systems. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2006;95(2):124-9.
8. Turgut S, Bagis B. Effect of resin cement and ceramic thickness on final color of laminate veneers: an in vitro study. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2013;109(3):179-86.
9. Marx R. Moderne keramische Werkstoffe für ästhetische Restaurationen-Verstärkung und Bruchzähigkeit. *Deutsche Zahnärztliche Zeitschrift*. 1993;48:229-36.
10. Jakstat HA, Hässler C, Kroszewsky K. *Zahnärztliche Werkstoffkunde: ein Arbeitsbuch*. BoD–Books on Demand; 2006.
11. Marxkors R, Geis-Gerstorfer J. *Taschenbuch der zahnärztlichen Werkstoffkunde: vom Defekt zur Restauration*. Deutscher Ärzteverlag; 2008.
12. Hoffmann-Axthelm W. *Die Geschichte der Zahnheilkunde*. Quintessenz Verlag; 1985.

13. Kirsten H. Die Jacketkrone. Hermann Meusser; 1929.
14. Southan D. Die Porzellan-Jacketkrone. Quintessenz Verlag. 1984; 276-80.
15. Freese AS. Porcelain fused to iridio-platinum crowns. *Journal of Prosthetic Dentistry*. 1959;9(5):847-50.
16. Yin L, Stoll R. Ceramics in restorative Dentistry. *Advances in Ceramic Matrix Composites*. Elsevier. 2014; 624-55.
17. Sjögren G, Lantto R, Granberg Å, Sundström B-O, Tillberg A. Clinical examination of leucite-reinforced glass-ceramic crowns (Empress) in general practice: a retrospective study. *International Journal of Prosthodontics*. 1999;12(2).
18. McLean JW. Evolution of dental ceramics in the twentieth century. *Journal of Prosthetic Dentistry*. 2001;85(1):61-6.
19. Geller W. Dark and shaded zones -- one of the important aspects of the W. Geller creative color technic. *Die Quintessenz der Zahntechnik*. 1982;8(4):467-73.
20. Gardner FM, Tillman-McCombsb KW, Gaston ML, Runyan DA. In vitro failure load of metal-collar margins compared with porcelain facial margins of metal-ceramic crowns. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 1997;78(1):1-3.
21. Lehner CR, Mannchen R, Scharer P. Variable reduced metal support for collarless metal ceramic crowns: a new model for strength evaluation. *International Journal of Prosthodontics*. 1995;8(4).
22. O'Boyle KH, Norling BK, Cagna DR, Phoenix RD. An investigation of new metal framework design for metal ceramic restorations. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 1997;78(3):295-301.
23. Prince J, Donovan TE, Presswood RG. The all-porcelain labial margin for ceramometal restorations: a new concept. *Journal of Prosthetic Dentistry*. 1983;50(6):793-6.
24. Kappert H, Knode H, Schultheiss R. Festigkeitsverhalten der In-Ceram-Keramik bei mechanischer und thermischer Wechsellast im Kunstspeichel. *Deutsche Zahnärztliche Zeitschrift*. 1991 (46):129-31.
25. Anusavice KJ. Recent developments in restorative dental ceramics. *The Journal of the American Dental Association*. 1993;124(2):78.
26. Piconi C, Maccauro G. Zirconia as a ceramic biomaterial. *Biomaterials*. 1999;20(1):1-25.

27. 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.
28. 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*. 2015;31(6):603-23.
29. Sailer I, Gottner J, Känel S, Franz Hämmerle CH. Randomized controlled clinical trial of zirconia-ceramic and metal-ceramic posterior fixed dental prostheses: a 3-year follow-up. *International Journal of Prosthodontics*. 2009;22(6):553.
30. Swain M. Unstable cracking (chipping) of veneering porcelain on all-ceramic dental crowns and fixed partial dentures. *Acta Biomaterialia*. 2009;5(5):1668-77.
31. Christensen RP, Ploeger BJ. A clinical comparison of zirconia, metal and alumina fixed-prosthesis frameworks veneered with layered or pressed ceramic: a three-year report. *The Journal of the American Dental Association*. 2010;141(11):1317-29.
32. Diniz AC, Nascimento RM, Souza JC, Henriques BB, Carreiro AF. Fracture and shear bond strength analyses of different dental veneering ceramics to zirconia. *Materials Science and Engineering: C*. 2014;38:79-84.
33. Lawn BR, Lee JJ. Analysis of fracture and deformation modes in teeth subjected to occlusal loading. *Acta Biomaterialia*. 2009;5(6):2213-21.
34. Hammad IA, Talic YF. Designs of bond strength tests for metal-ceramic complexes: review of the literature. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 1996;75(6):602-8.
35. Isgrò G, Pallav P, van der Zel JM, Feilzer AJ. The influence of the veneering porcelain and different surface treatments on the biaxial flexural strength of a heat-pressed ceramic. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2003;90(5):465-73.
36. Sailer I, Pjetursson BE, 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 II: fixed dental prostheses. *Clinical Oral Implants Research*. 2007;18:86-96.
37. Pjetursson BE, Sailer I, Makarov NA, Zwahlen M, Thoma DS. All-ceramic or metal-ceramic tooth-supported fixed dental prostheses (FDPs)? A systematic review of the survival and complication rates. Part II: Multiple-unit FDPs. *Dental Materials*. 2015;31(6):624-39.

38. Tanaka S, Takaba M, Ishiura Y, Kamimura E, Baba K. A 3-year follow-up of ceria-stabilized zirconia/alumina nanocomposite (Ce-TZP/A) frameworks for fixed dental prostheses. *Journal of Prosthodontic Research*. 2015;59(1):55-61.
39. Kern JS, Kern T, Wolfart S, Heussen N. A systematic review and meta - analysis of removable and fixed implant - supported prostheses in edentulous jaws: post - loading implant loss. *Clinical Oral Implants Research*. 2016;27(2):174-95.
40. 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;18:73-85.
41. Schley JS, Heussen N, Reich S, Fischer J, Haselhuhn K, Wolfart S. Survival probability of zirconia - based fixed dental prostheses up to 5 yr: a systematic review of the literature. *European Journal of Oral Sciences*. 2010;118(5):443-50.
42. Heintze SD, Rousson V. Survival of zirconia- and metal-supported fixed dental prostheses: a systematic review. *International Journal of Prosthodontics*. 2010;23(6).
43. Edelhoff D, Sorensen JA. Tooth structure removal associated with various preparation designs for posterior teeth. *International Journal of Periodontics & Restorative Dentistry*. 2002;22(3).
44. Sorensen J, Cruz M, Mito W, Raffener O, Meredith H, Foser H. A clinical investigation on three-unit fixed partial dentures fabricated with a lithium disilicate glass-ceramic. *Practical Periodontics and Aesthetic Dentistry: PPAD*. 1999;11(1):95-106; quiz 8.
45. Chiche GJ, Pinault A. *Esthetics of anterior fixed Prosthodontics*. Quintessence Chicago; 1994.
46. Fradeani M, Redemagni M. An 11-year clinical evaluation of leucite-reinforced glass-ceramic crowns: A retrospective Study. *Quintessence international*. 2002;33(7).
47. Creugers NH, Käyser AF, van't Hof MA. A meta - analysis of durability data on conventional fixed bridges. *Community Dentistry and Oral Epidemiology*. 1994;22(6):448-52.
48. Edelhoff D, Sorensen JA. Tooth structure removal associated with various preparation designs for anterior teeth. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2002;87(5):503-9.

49. Peumans M, Van Meerbeek B, Lambrechts P, Vanherle G. Porcelain veneers: a review of the literature. *Journal of Dentistry*. 2000;28(3):163-77.
50. Ruse N, Sadoun M. Resin-composite blocks for dental CAD/CAM applications. *Journal of Dental Research*. 2014;93(12):1232-4.
51. Reiss B, Walther W. Clinical long-term results and 10-year Kaplan-Meier analysis of cerec restorations. *International Journal of Computerized Dentistry*. 2000;3(1):9-23.
52. He LH, Swain M. A novel polymer infiltrated ceramic dental material. *Dental Materials*. 2011;27(6):527-34.
53. Coldea A, Swain MV, Thiel N. Mechanical properties of polymer-infiltrated-ceramic-network materials. *Dental Materials*. 2013;29(4):419-26.
54. Coldea A, Swain MV, Thiel N. In-vitro strength degradation of dental ceramics and novel PICN material by sharp indentation. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*. 2013;26:34-42.
55. Della Bona A, Corazza PH, Zhang Y. Characterization of a polymer-infiltrated ceramic-network material. *Dental Materials*. 2014;30(5):564-9.
56. Dirxen C, Blunck U, Preissner S. Clinical performance of a new biomimetic double network material. *The open Dentistry Journal*. 2013;7:118.
57. Alonso V, Caserio M. A clinical study of direct composite full-coverage crowns: long-term results. *Operative Dentistry*. 2012;37(4):432-41.
58. Kendall K, Alford NM, Tan S, Birchall J. Influence of toughness on Weibull modulus of ceramic bending strength. *Journal of Materials Research*. 1986;1(1):120-3.
59. Preissner S, Kostka E, Blunck U. A noninvasive treatment of amelogenesis imperfecta. *Quintessence International*. 2013;44(4).
60. Güth JF, Almeida e Silva JS, Ramberger M, Beuer F, Edelhoff D. Treatment concept with CAD/CAM - fabricated high - density polymer temporary restorations. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*. 2012;24(5):310-8.
61. Leung BT, Tsoi JK, Matinlinna JP, Pow EH. Comparison of mechanical properties of three machinable ceramics with an experimental fluorophlogopite glass ceramic. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2015;114(3):440-6.
62. Dugdale DS. Yielding of steel sheets containing slits. *Journal of the Mechanics and Physics of Solids*. 1960;8(2):100-4.

63. Mörmann WH, Stawarczyk B, Ender A, Sener B, Attin T, Mehl A. Wear characteristics of current aesthetic dental restorative CAD/CAM materials: two-body wear, gloss retention, roughness and Martens hardness. *Journal of the mechanical behavior of biomedical Materials*. 2013;20:113-25.
64. Peampring C. Restorative management using hybrid ceramic of a patient with severe tooth erosion from swimming: a clinical report. *The Journal of advanced prosthodontics*. 2014;6(5):423-6.
65. Chirumamilla G, Goldstein CE, Lawson NC. A 2 - year retrospective clinical study of enamic crowns performed in a private practice setting. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*. 2016;28(4):231-7.
66. Guess PC, Selz CF, Steinhart Y-N, Stampf S, Strub JR. Prospective clinical split-mouth study of pressed and CAD/CAM all-ceramic partial-coverage restorations: 7-year results. *International Journal of Prosthodontics*. 2013;26(1).
67. Reich S, Schierz O. Chair-side generated posterior lithium disilicate crowns after 4 years. *Clinical Oral Investigations*. 2013;17(7):1765-72.
68. Seydler B, Schmitter M. Clinical performance of two different CAD/CAM-fabricated ceramic crowns: 2-Year results. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2015;114(2):212-6.
69. Lu T, Peng L, Xiong F, Lin X-Y, Zhang P, Lin Z-T. A 3-year clinical evaluation of endodontically treated posterior teeth restored with two different materials using the CEREC AC chair-side system. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2018;119(3):363-8.
70. Frankenberger R, Hartmann V, Krech M, Krämer N, Reich S, Braun A. Adhesive luting of new CAD/CAM materials, Adhäsive Befestigung neuer CAD/CAM-Materialien. *International Journal of computerized Dentistry*. 2015;18(1):9-20.
71. Elsaka SE. Bond strength of novel CAD/CAM restorative materials to self-adhesive resin cement: the effect of surface treatments. *Journal of Adhesive Dentistry*. 2014;16(6).
72. Elsaka SE. Influence of surface treatments on bond strength of metal and ceramic brackets to a novel CAD/CAM hybrid ceramic material. *Odontology*. 2016;104(1):68-76.
73. Tian T. Evaluation of bonding durability between CAD/CAM ceramics and resin cement. Boston: International Association for Dental Research. 2013.

-
74. Awad D, Stawarczyk B, Liebermann A, Ilie N. Translucency of esthetic dental restorative CAD/CAM materials and composite resins with respect to thickness and surface roughness. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2015;113(6):534-40.
 75. Awada A, Nathanson D. Mechanical properties of resin-ceramic CAD/CAM restorative materials. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2015;114(4):587-93.
 76. Pop - Ciutrla IS, Ducea D, Eugenia Badea M, Moldovan M, Cîmpean SI, Ghinea R. Shade correspondence, color and translucency differences between human dentine and a CAD/CAM hybrid ceramic system. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*. 2016;28:46-55.
 77. Donahue JL, Goodkind RJ, Schwabacher WB, Aeppli DP. Shade color discrimination by men and women. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 1991;65(5):699-703.
 78. Jarad F, Russell M, Moss B. The use of digital imaging for colour matching and communication in restorative Dentistry. *British Dental Journal*. 2005;199(1):43-9.
 79. Ahn J-S, Lee Y-K. Difference in the translucency of all-ceramics by the illuminant. *Dental Materials*. 2008;24(11):1539-44.
 80. Paravina RD, Johnston WM, Powers JM. New shade guide for evaluation of tooth whitening - colorimetric study. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*. 2007;19(5):276-83.
 81. Yilmaz B, Karaagaclioglu L. In vitro evaluation of color replication of metal ceramic specimens using visual and instrumental color determinations. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2011;105(1):21-7.
 82. Setz J, Geis-Gerstorfer J, Weber H. Objektive Zahnfarbbestimmung-Fehlerquellen werden ausgeschaltet. *Dental-Labor*. 1992;4:667-70.
 83. 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.
 84. Seghi R, Johnston W, O'Brien W. Performance assessment of colorimetric devices on dental porcelains. *Journal of Dental Research*. 1989;68(12):1755-9.
 85. Lee YK, Yu B, Lim HN. Lightness, chroma, and hue distributions of a shade guide as measured by a spectroradiometer. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2010;104(3):173-81.

-
86. Johnston WM. Color measurement in Dentistry. *Journal of Dentistry*. 2009;37:2-6.
 87. Paravina RD. Performance assessment of dental shade guides. *Journal of Dentistry*. 2009;37:15-20.
 88. Kourtis S, Chronopoulos V, Papadimitriou P. Die Verwendung von easyshade und spectroshade: Bewertung elektronischer Geräte zur Bestimmung der Zahnfarbe. *Continuing Dental Education*. 2009;12:232-40.
 89. Da Silva JD, Park SE, Weber HP, Ishikawa-Nagai S. Clinical performance of a newly developed spectrophotometric system on tooth color reproduction. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2008;99(5):361-8.
 90. Dozic A, Voit NF, Zwartser R, Khashayar G, Aartman I. Color coverage of a newly developed system for color determination and reproduction in Dentistry. *Journal of Dentistry*. 2010;38:50-6.
 91. Douglas RD, Steinhauer TJ, Wee AG. Intraoral determination of the tolerance of dentists for perceptibility and acceptability of shade mismatch. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2007;97(4):200-8.
 92. O'Brien WJ, Johnston WM, Fanian F. Double-layer color effects in porcelain systems. *Journal of Dental Research*. 1985;64(6):940-3.
 93. Williamson SJ, Cummins HZ. *Light and color in nature and art*. John Wiley and Sons. February 1983. 1983:512.
 94. Richter M. *Einführung in die Farbmatrik*: Walter de Gruyter; 2011.
 95. Smith T, Guild J. The CIE colorimetric standards and their use. *Transactions of the optical society*. 1931;33(3):73.
 96. Kuehni RG. The early development of the Munsell system. *Color Research & Application: Endorsed by Inter - Society Color Council, The Colour Group (Great Britain), Canadian Society for Color, Color Science Association of Japan, Dutch Society for the Study of Color, The Swedish Colour Centre Foundation, Colour Society of Australia, Centre Français de la Couleur*. 2002;27(1):20-7.
 97. Jorgenson MW, Goodkind RJ. Spectrophotometric study of five porcelain shades relative to the dimensions of color, porcelain thickness and repeated firings. *Journal of Prosthetic Dentistry*. 1979;42(1):96-105.
 98. Lemire PA, Burk B. *Farbe und Zahnersatz*: Quintessenz Verlag; 1979.

-
99. Ten Bosch J, Coops J. Tooth color and reflectance as related to light scattering and enamel hardness. *Journal of Dental Research*. 1995;74(1):374-80.
 100. 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.
 101. Corcodel N, Rammelsberg P, Jakstat H, Moldovan O, Schwarz S, Hassel A. 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.
 102. Cheon YW, Lee WJ, Rah DK. Objective and quantitative evaluation of scar color using the L* a* b* color coordinates. *Journal of Craniofacial Surgery*. 2010;21(3):679-84.
 103. Loos H. *Farbmessung: Grundlagen der Farbmeterik und ihre Anwendungsbereiche in der Druckindustrie*: Verlag Beruf und Schule; 1989.
 104. Dalal EN, Natale-Hoffman KM. The effect of gloss on color. *Color Research & Application: Endorsed by Inter - Society Color Council, The Colour Group (Great Britain), Canadian Society for Color, Color Science Association of Japan, Dutch Society for the Study of Color, The Swedish Colour Centre Foundation, Colour Society of Australia, Centre Français de la Couleur*. 1999;24(5):369-76.
 105. Turgut S, Bagis B, Ayaz EA. Achieving the desired colour in discoloured teeth, using leucite-based CAD-CAM laminate systems. *Journal of Dentistry*. 2014;42(1):68-74.
 106. Seghi RR, Hewlett E, Kim J. Visual and instrumental colorimetric assessments of small color differences on translucent dental porcelain. *Journal of Dental Research*. 1989;68(12):1760-4.
 107. King KA, DeRijk WG. Variations of L* a* b* Values among Vitapan® Classical Shade Guides. *Journal of Prosthodontics: Implant, Esthetic and Reconstructive Dentistry*. 2007;16(5):352-6.
 108. Johnston W, Kao E. Assessment of appearance match by visual observation and clinical colorimetry. *Journal of Dental Research*. 1989;68(5):819-22.
 109. Sproull RC. Color matching in Dentistry. Part I. The three-dimensional nature of color. *Journal of Prosthetic Dentistry*. 1973;29(4):416-24.
 110. O'Brien W. Double layer effect and other optical phenomena related to esthetics. *Dental Clinics of North America*. 1985;29(4):667-72.

111. Yamamoto M. Newly developed opal ceramic and its clinical introduction with consideration of refraction indexes. 3. Advances and use. *Die Quintessenz der Zahntechnik*. 1989;15(7):783.
112. 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.
113. Raptis NV, Michalakis KX, Hirayama H. Optical behavior of current ceramic systems. *International Journal of Periodontics & Restorative Dentistry*. 2006;26(1).
114. Touati B, Miara P. Light transmission in bonded ceramic restorations. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*. 1993;5(1):11-8.
115. 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.
116. McLean JW. The science and art of dental ceramics. *Operative Dentistry*. 1991;16(4):149-56.
117. Kingery WD. *Introduction to Ceramics* 2nd edition. John Wiley & Sons. 1976:449-68.
118. Kelly JR, Nishimura I, Campbell SD. Ceramics in Dentistry: historical roots and current perspectives. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 1996;75(1):18-32.
119. Antonson SA, Anusavice KJ, Antonson S, Anusavice K. Contrast ratio of veneering and core ceramics as a function of thickness. *International Journal of Prosthodontics*. 2001;14(4).
120. Dozić A, Kleverlaan CJ, Meegdes M, van der Zel J, Feilzer AJ. The influence of porcelain layer thickness on the final shade of ceramic restorations. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2003;90(6):563-70.
121. Shono N, Nahedh HA. Contrast ratio and masking ability of three ceramic veneering materials. *Operative Dentistry*. 2012;37(4):406-16.
122. Khashayar G, Dozic A, Kleverlaan C, Feilzer A. Data comparison between two dental spectrophotometers. *Operative Dentistry*. 2012;37(1):12-20.
123. 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.

-
124. 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.
 125. Pub C. 15: 2004 Colorimetry. Vienna, Austria: CIE (Commission Internationale de l'Eclairage) Central Bureau. 2004.
 126. Seghi RR, Johnston WM, O'Brien W. Spectrophotometric analysis of color differences between porcelain systems. *Journal of Prosthetic Dentistry*. 1986;56(1):35-40.
 127. Yu B, Ahn JS, Lee YK. Measurement of translucency of tooth enamel and dentin. *Acta Odontologica Scandinavica*. 2009;67(1):57-64.
 128. Kelly JR, Benetti P. Ceramic materials in Dentistry: historical evolution and current practice. *Australian Dental Journal*. 2011;56:84-96.
 129. Pérez MM, Ghinea R, Ugarte-Alván LI, Pulgar R, Paravina RD. Color and translucency in silorane-based resin composite compared to universal and nanofilled composites. *Journal of Dentistry*. 2010;38:110-6.
 130. Baldissara P, Llukacej A, Ciocca L, Valandro FL, Scotti R. Translucency of zirconia copings made with different CAD/CAM systems. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2010;104(1):6-12.
 131. Wang F, Takahashi H, Iwasaki N. Translucency of dental ceramics with different thicknesses. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2013;110(1):14-20.
 132. Vichi A, Carrabba M, Paravina R, Ferrari M. Translucency of ceramic materials for CEREC CAD/CAM system. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*. 2014;26(4):224-31.
 133. Barizon KT, Bergeron C, Vargas MA, Qian F, Cobb DS, Gratton DG. Ceramic materials for porcelain veneers: part II. Effect of material, shade, and thickness on translucency. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2014;112(4):864-70.
 134. Volpato CÂM, Monteiro Jr S, de Andrada MC, Fredel MC, Petter CO. Optical influence of the type of illuminant, substrates and thickness of ceramic materials. *Dental Materials*. 2009;25(1):87-93.
 135. Yu B, Lee YK. Color difference of all-ceramic materials by the change of illuminants. *Omega*. 2009;900(2M2):1.0.
 136. Heffernan MJ, Aquilino SA, Diaz-Arnold AM, Haselton DR, Stanford CM, Vargas MA. Relative translucency of six all-ceramic systems. Part II: core and veneer materials. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2002;88(1):10-5.

137. 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.
138. 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.
139. 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.
140. Sailer I, Philipp A, Zembic A, Pjetursson BE, Hämmerle CH, Zwahlen M. A systematic review of the performance of ceramic and metal implant abutments supporting fixed implant reconstructions. *Clinical oral implants Research*. 2009;20:4-31.
141. Faber F. Die Bestimmung der Zahnfarbe. *Deutsche Zahnärztliche Zeitschrift*. 2002 (2002):57.
142. Culpepper WD. A comparative study of shade-matching procedures. *Journal of Prosthetic Dentistry*. 1970;24(2):166-73.
143. Sproull RC. Color matching in Dentistry. Part III. Color control. *Journal of Prosthetic Dentistry*. 1974;31(2):146-54.
144. Chen YM, Smales RJ, Yip KHK, Sung WJ. Translucency and biaxial flexural strength of four ceramic core materials. *Dental Materials*. 2008;24(11):1506-11.
145. Kourtis SG, Tripodakis AP, Doukoudakis AA. Spectrophotometric evaluation of the optical influence of different metal alloys and porcelains in the metal-ceramic complex. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2004;92(5):477-85.
146. Klemetti E, Matela AM, Haag P, Kononen M. Shade selection performed by novice dental professionals and colorimeter. *Journal of oral rehabilitation*. 2006;33(1):31-5.
147. Igiel C, Weyhrauch M, Wentaschek S, Scheller H, Lehmann KM. Dental color matching: A comparison between visual and instrumental methods. *Dental Materials Journal*. 2016;35(1):63-9.
148. Lehmann KM, Devigus A, Igiel C, Wentaschek S, Azar MS, Scheller H. Repeatability of color-measuring devices. *The European Journal of Esthetic Dentistry*. 2011;6(4):428-35.
149. Paul S, Peter A, Pietrobon N, Hämmerle C. Visual and spectrophotometric shade analysis of human teeth. *Journal of Dental Research*. 2002;81(8):578-82.

150. Knezović Zlatarić D, Illeš D, Alajbeg IŽ, Žagar M. In vivo and in vitro evaluations of repeatability and accuracy of VITA easysshade® advance 4.0 dental shade-matching device. *Acta stomatologica Croatica*. 2015;49(2):112-8.
151. Douglas RD. Precision of in vivo colorimetric assessments of teeth. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 1997;77(5):464-70.
152. ALGhazali N, Laukner J, Burnside G, Jarad F, Smith P, Preston A. An investigation into the effect of try-in pastes, uncured and cured resin cements on the overall color of ceramic veneer restorations: an in vitro study. *Journal of Dentistry*. 2010;38:78-86.
153. Bolt R, Ten Bosch J, Coops JC. Influence of window size in small-window colour measurement, particularly of teeth. *Physics in Medicine & Biology*. 1994;39(7):1133.
154. Conejo J. Research Report of University of Pennsylvania. School of Dental Medicine, Philadelphia, USA. 2016;2.
155. Chadwick R, McCabe J, Carrick T. Rheological properties of veneer trial pastes relevant to clinical success. *British Dental Journal*. 2008;204(6):11.
156. Chen X, Zhang S, Xing W, Zhan K, Wang Y. Evaluation of the esthetic effect of resin cements on the final color of ceramic veneer restorations. *Chinese Journal of stomatology*. 2015;50(2):95-8.
157. Balderamos LP, O'Keefe KL, Powers JM. Color accuracy of resin cements and try-in pastes. *International Journal of Prosthodontics*. 1997;10(2).
158. Wang X, Powers J. Color differences between a resin cement and try-in paste. *Chinese Journal of stomatology*. 1999;34(1):58-9.
159. Xing W, Jiang T, Ma X, Liang S, Wang Z, Sa Y. Evaluation of the esthetic effect of resin cements and try-in pastes on ceromer veneers. *Journal of Dentistry*. 2010;38:87-94.
160. Kampouropoulos D, Gaintantzopoulou M, Papazoglou E, Kakaboura A. Colour matching of composite resin cements with their corresponding try-in pastes. *European Journal of Prosthodontics and Restorative Dentistry*. 2014;22(2):84-8.
161. An KH, Park HO, Vang MS, Yang HS, Park SW. The color comparison of various resin cements with try-in pastes used in porcelain laminate veneer. *The Journal of Korean Academy Prosthodontics*. 2006;44(5):514.

-
162. Douglas RD, Przybylska M. Predicting porcelain thickness required for dental shade matches. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 1999;82(2):143-9.
 163. 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.
 164. Stevenson B, Ibbetson R. The effect of the substructure on the colour of samples/restorations veneered with ceramic: a literature review. *Journal of Dentistry*. 2010;38(5):361-8.
 165. Carossa S, Lombardo S, Pera P, Corsalini M, Rastello ML, Preti G. Influence of posts and cores on light transmission through different all-ceramic crowns: spectrophotometric and clinical evaluation. *International Journal of Prosthodontics*. 2001;14(1).
 166. Terada Y, Maeyama S, Hirayasu R. The influence of different thicknesses of dentin porcelain on the color reflected from thin opaque porcelain fused to metal. *International Journal of Prosthodontics*. 1989;2(4).
 167. Azer SS, Rosenstiel SF, Seghi RR, Johnston WM. Effect of substrate shades on the color of ceramic laminate veneers. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2011;106(3):179-83.
 168. Uzun G, Keyf F. Effect of different cement colors on the final color of IPS Empress ceramic restorations. *Biotechnology & Biotechnological Equipment*. 2007;21(4):501-5.
 169. Li Q, Yu H, Wang Y. Spectrophotometric evaluation of the optical influence of core build-up composites on all-ceramic materials. *Dental Materials*. 2009;25(2):158-65.
 170. Koutayas SO, Kakaboura A, Hussein A, Strub JR. Colorimetric evaluation of the influence of five different restorative materials on the color of veneered densely sintered alumina. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*. 2003;15(6):353-61.

9. Anhang

