

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

Einfluss des Atlantis-Abutmentsystems in unterschiedlichen Farben auf die
Farbrealisation CAD/CAM-gefertigter Lithiumdisilikat-Frontzahnkronen

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

vorgelegt von

Sanja Karina Müller
geb. Schweinsberg
aus
Bad Pyrmont

Mainz, 2021

Wissenschaftlicher

Vorstand:

1. Gutachter:

2. Gutachter:

Tag der Promotion: 07. Dezember 2021

Inhaltsverzeichnis

I.	Abkürzungsverzeichnis	I
II.	Abbildungsverzeichnis.....	II
III.	Tabellenverzeichnis.....	IV
1	Einleitung	5
2	Literaturdiskussion	6
2.1	Implantate im ästhetisch anspruchsvollen Frontzahnggebiet.....	6
2.1.1	Allgemeiner Aufbau von Implantaten.....	6
2.1.2	Indikationen	7
2.1.3	Beispielhafte Darstellung unterschiedlicher Implantatsysteme	8
2.1.4	Klinische Bewährung	10
2.2	Vollkeramiksysteme auf Implantaten.....	13
2.2.1	Allgemeine Einteilung.....	13
2.2.2	Beispielhafte Darstellung unterschiedlicher Vollkeramiksysteme	18
2.2.3	Klinische Bewährung	20
2.3	Farbmetrik	23
2.4	Stellenwert der Farbe in der Zahnmedizin.....	28
2.4.1	Zahnfarbenbestimmung und Kommunikation	28
2.4.2	Reproduktion der Zahnfarbe	32
2.4.3	Ästhetische Richtlinien und Harmonie	38
3	Material	41
3.1	Aufbau Modell	41

3.2	Herstellung der Kronen	44
3.3	Try-in Pasten	48
3.4	Farbmessgerät	49
4	Methode	51
4.1	Versuchsaufbau	51
4.2	Spektralphotometrische Analyse	52
4.3	Statistische Auswertung	54
5	Ergebnisse	57
5.1	Keramikstärke	57
5.2	Keramikfarbe in Transluzenz LT	58
5.3	Keramikfarbe in Transluzenz HT	59
5.4	Transluzenz.....	60
5.5	Zementfarbe	61
5.6	Abutmentfarbe.....	62
5.7	Mittelwerte ΔE	63
5.7.1	Zementfarbe „Light+“	63
5.7.2	Zementfarbe „Light“	64
5.7.3	Zementfarbe „Neutral“	65
5.7.4	Zementfarbe „Warm“	66
5.7.5	Zementfarbe „Warm+“	67
5.7.6	Tabellarische Auflistung aller Mittelwerte ΔE	68
6	Diskussion.....	69

6.1	Methodendiskussion.....	69
6.1.1	Versuchsaufbau und -durchführung.....	69
6.1.2	Keramikkronen.....	69
6.1.3	Farbbestimmungssysteme und Farbkoordinaten.....	70
6.1.4	Try-In Pasten	72
6.1.5	Ergebnisse.....	74
6.2	Ergebnisdiskussion	74
6.2.1	Einfluss der Keramikstärke	74
6.2.2	Einfluss der Keramikfarbe und Transluzenz	78
6.2.3	Einfluss der Zementfarbe.....	79
6.2.4	Einfluss der Abutmentfarbe	82
7	Zusammenfassung.....	85
8	Literaturverzeichnis	88
9	Danksagung	103
10	Lebenslauf.....	104

I. Abkürzungsverzeichnis

CAD/CAM:	computer-aided design/computer-aided manufacturing
MPa:	Megapascal
3D:	dreidimensional
mm:	Millimeter
DC:	dual-curing
p:	p-Wert (lat. probabilitas = Wahrscheinlichkeit) / Signifikanzwert
m:	Meter
ZrO ₂ :	Zirkoniumdioxid
ZLS:	zirkonverstärkte Lithiumdisilikatkeramik
AG:	Arbeitsgemeinschaft
ΔE:	Farbdifferenz
LS ₂ :	Lithiumdisilikat
nm:	Newtonmeter
UV:	ultraviolett
CIE:	Commission Internationale de l'Éclairage
L*a*b*:	L = Helligkeit, a = Rot-Grün-Achse, b = Gelb-Blau-Achse
%:	Prozent
K:	Kelvin
D:	Daylight
Y-TZP:	Yttrium-stabilisierte tetragonale Zirkoniumdioxid-Polykristalle
Al:	Aluminium
V:	Vanadium
VAD:	Virtual Abutment Design
HT:	high translucency
MT:	medium translucency
LT:	low translucency
MO:	medium opacity
°C:	Grad Celsius
°K:	Grad Kelvin
N:	lat. numerus = Anzahl
LED:	light-emitting diode

II. Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1 Der „Munsell Color Tree“	25
Abbildung 2 CIELab Color Modell	26
Abbildung 3 Modellkoffer mit Zubehör	42
Abbildung 4 Frasacomodell Oberkiefer	43
Abbildung 5 Die fünf verschiedenen Abutments	44
Abbildung 6 Schleifinstrumente	45
Abbildung 7 Kronen nach Kristallisation/Glanzbrand.....	47
Abbildung 8 IPS e.max Kronen in LT	47
Abbildung 9 IPS e.max Kronen mit Blick auf das „Kroneninnere“	48
Abbildung 10 Die Try-in Pasten des Befestigungscomposites Variolink® Esthetic	49
Abbildung 11 Herausgedrückte Try-in Paste	49
Abbildung 12 Digitales Zahnfarbbestimmungsgerät Easyshade® Advance 4.0	50
Abbildung 13 Schematische Darstellung der Versuchsdurchführung.....	54
Abbildung 14 Resultierende Farbdifferenzen (ΔE) bei Reduktion der Keramikstärke von 2.0 mm auf 1.0 mm bzw. von 2.0 mm auf 1.5 mm.....	57
Abbildung 15 Resultierende Farbdifferenzen (ΔE) im Vergleich der Keramikfarbe A1 (LT) als Referenzparameter zu den Keramikfarben A2, A3, A3.5 und B2 in „low translucency“ (LT)	58
Abbildung 16 Resultierende Farbdifferenzen (ΔE) im Anwendungsvergleich der Keramikfarbe A1 (HT) zu den entsprechenden Keramikfarben A2 und A3 in „high translucency“ (HT).....	59
Abbildung 17 Resultierende Farbdifferenzen (ΔE) im Anwendungsvergleich der Transluzenz LT zur Transluzenz HT	60

Abbildung 18 Resultierende Farbdifferenzen (ΔE) im Anwendungsvergleich der Zementfarbe Neutral zu den jeweiligen Zementfarben Light+, Light, Warm und Warm+.....	61
Abbildung 19 Resultierende Farbdifferenzen (ΔE) im Anwendungsvergleich der Abutmentfarbe Shade 00 als Referenzparameter zu den Abutmentfarben Shade 10, Shade 20, Shade 30 und Titan.....	62
Abbildung 20 Mittelwerte ΔE der Zementfarbe „Light+“	63
Abbildung 21 Mittelwerte ΔE der Zementfarbe „Light“	64
Abbildung 22 Mittelwerte ΔE der Zementfarbe „Neutral“	65
Abbildung 23 Mittelwerte ΔE der Zementfarbe „Warm“	66
Abbildung 24 Mittelwerte ΔE der Zementfarbe „Warm+“	67

III. Tabellenverzeichnis

Tabelle 1 Übersicht gängiger Vollkeramik-Systeme	19
Tabelle 2 Kodierung der Parameter	53
Tabelle 3 Tabellarische Auflistung der Mittelwerte ΔE aller Zementfarben für alle Abutmentfarben mit dem Referenzparameter Shade 00	68

1 Einleitung

Die naturgetreue Reproduktion charakteristischer Zahnmerkmale stellt in der modernen Zahnheilkunde sowohl für den Zahnarzt als auch den Zahntechniker durch das gesteigerte Schönheitsbewusstsein des Patienten stets eine Herausforderung dar [1-5]. Nach jahrzehnteübergreifenden Entwicklungsprozessen haben die heute verfügbaren Dentalkeramiken durch exzellente lichteoptische Eigenschaften das einzigartige Potential, das optisch-ästhetische Erscheinungsbild natürlicher Zahnhartsubstanz in den von Natur aus vielfältigen Zahnfarben zu imitieren [6-8]. Dabei hat die Interaktion von Glasmatrix und Mikrokristallen in der Zusammensetzung der Keramik einen maßgeblichen Einfluss auf die Festigkeit, Farbe und Transluzenz der vollkeramischen Restauration [9]. Obwohl auch heute noch metallbasierter, festsitzender Zahnersatz als der Goldstandard in der rekonstruktiven Zahnheilkunde gilt, sind vollkeramische Rekonstruktionen metallbasierten überlegen, wenn es darum geht, die bestmöglichen ästhetischen Resultate zu erzielen [10, 11]. Die jeweils charakteristischen Eigenschaften des verwendeten Keramiksystems spielen vor allem im Hinblick auf die kontinuierlich steigende Anzahl an monolithischen Vollkeramikrestaurationen eine entscheidende Rolle, insbesondere wenn es um die Maskierung der darunter liegenden Strukturen, wie beispielsweise devitale, verfärbte Zahnstümpfe oder Metall-Strukturen, geht [12]. Auch die verwendete Keramikfarbe, Keramikstärke und die Farbe des Befestigungszementes stellen bedeutende Einflussfaktoren auf die Farbrealisation vollkeramischer Restaurationen dar, was bereits in diversen in-vitro Studien entsprechend analysiert und präsentiert wurde [6, 13-17].

Ziel dieser in-vitro-Untersuchung ist es, mithilfe von Frontzahn-Abutmentkronen des IPS e.max CAD-Systems in Kombination mit dem Atlantis™ Abutment-System und dem Befestigungsmaterial Variolink® Esthetic der Firma Ivoclar Vivadent® den kumulativen Effekt von Abutmentfarbe, Zementfarbe, Keramikstärke und Keramikfarbe auf die finale Restaurationsfarbe zu analysieren und in einen praxisnahen Kontext zu setzen. Dies soll im klinischen Alltag den behandelnden Zahnarzt dabei unterstützen, entsprechend definierte Farbparameter vorhersagbar bestimmen zu können.

2 Literaturdiskussion

2.1 Implantate im ästhetisch anspruchsvollen Frontzahnggebiet

2.1.1 Allgemeiner Aufbau von Implantaten

Dentale Implantate gelten heutzutage in der modernen Zahnheilkunde vor allem aufgrund des breiten Indikationsspektrums als unverzichtbarer Bestandteil der zahnärztlichen Prothetik. Sowohl in teilbezahnten als auch in zahnlosen Kiefern stellen sie grundsätzlich eine adäquate und bereits etablierte Therapiemöglichkeit dar, um einen suffizienten Zahnersatz herzustellen und damit eine funktionelle und ästhetische Rehabilitation des Kausystems zu erzielen [13, 18, 19]. Insbesondere zur Versorgung von Einzelzahnlücken im anterioren Bereich des Oberkiefers stellen dentale Implantate anlässlich einer guten Prognose die Therapie der Wahl dar. Albrektsson et al. berichteten in ihrer Veröffentlichung über die Überlebensraten von Einzelzahnimplantaten aus dem Jahr 2012 über eine 5-Jahres-Überlebensrate von 97,7% sowie eine 10-Jahres-Überlebensrate von 94,9% [20].

Dentale Implantate werden aus alloplastischen Materialien wie Titan und unterdessen auch dichtgesintertem Zirkoniumdioxid hergestellt. Die erfolgreiche Osseointegration eines enossalen, dentalen Implantates stellt die obligate Voraussetzung für einen suffizienten Zahnersatz dar, sodass das Implantat als stabiles und permanentes Halteelement für festsitzenden und herausnehmbaren Zahnersatz fungieren kann. In den meisten Fällen besteht das dentale Implantat aus einem zweiteiligen System, dem Implantatkörper und dem Implantataufbau (Abutment), der über eine Schraube im Implantatkörper verankert wird. Das Abutment ragt in die Mundhöhle und ermöglicht somit die Befestigung von Kronen- oder Brückenversorgungen in Form von Zementierung oder Verschraubung oder dient als Retentionselement für herausnehmbaren Zahnersatz [21]. Das Titanabutment, welches auch aufgrund seiner Langlebigkeit immer noch als Goldstandard für implantatgetragenen Zahnersatz gilt, wird insbesondere bei Patienten mit hohen ästhetischen Ansprüchen und bei Versorgungen im Oberkiefer-Frontzahnbereich zunehmend durch das Zirkoniumdioxidabutment ersetzt, da die ästhetischen Resultate vor allem in Kombination mit Vollkeramikversorgungen

insgesamt vorteilhafter ausfallen [15]. Dede et al. kamen in der Publikation über den Einfluss von Abutmentmaterial und Befestigungszement auf die finale Farbe von Vollkeramikrestaurationen zu dem Ergebnis, dass Abutments aus Titan oder Gold-Palladium in Kombination mit vollkeramischen Restaurationen unter dem ästhetischen Aspekt generell fragwürdig sind [13]. Die Abutment-Farbe kann sich demnach bei Vollkeramikversorgungen durch die erhöhte Lichttransmission der Keramikkrone negativ auf das ästhetische Endergebnis auswirken, sodass ein Zahnersatz entsteht, der sehr opak und weniger vital erscheint [13, 15]. Vollkeramische Abutments hingegen erlauben aufgrund der höheren Transluzenz eine bessere Lichtbrechung und -streuung, was wiederum den anderen beteiligten Komponenten wie Kronendicke und Farbe des Befestigungszementes mehr Einfluss zukommen lässt [6, 13].

Nach heutigem Wissensstand stellt Titan, wie bereits erwähnt, mit verschiedenen Oberflächenmodifikationen das Material der Wahl bei Implantaten dar [13, 19, 22]. Es weist ein hohes Elastizitätsmodul auf und korrodiert aufgrund einer schützenden, passivierenden Titanoxiddeckschicht wenig, sodass von Allergien oder Abstoßungsreaktionen bisher nicht berichtet wurde. Bei unzureichendem Hart- und Weichgewebsangebot liegt insbesondere im Frontzahnbereich ein ästhetisches Problem vor, da das dunkelgraue Titan beim dünnen periimplantären Gingivatyp durchscheint [3, 19, 22, 23]. Aus diesem Grund stellt Zirkoniumdioxid ein vielversprechendes zahnfarbendes Implantatmaterial dar, welches aufgrund seiner hohen Biegefestigkeit (über 1200 MPa) und Biokompatibilität hervorsticht, jedoch müssen zunächst klinische Untersuchungen bestätigen, dass Zirkoniumdioxid-Implantatsysteme die bereits oben genannten Anforderungen mittel- bis langfristig erfüllen können [24].

2.1.2 Indikationen

Während sich der Einsatz endossaler Implantate seit den Siebzigerjahren über viele Jahre vor allem auf die Verankerung von Vollprothesen in stark atrophierten, zahnlosen Kiefern sowie den Einzelzahnersatz im Frontzahnbereich beschränkte,

lässt sich heutzutage ein nahezu uneingeschränktes Indikationsspektrum für implantatgetragenen Zahnersatz erkennen, welches sich vom Einzelzahnersatz bis hin zur Rekonstruktion ganzer Zahnbögen erstreckt. Konventioneller Zahnersatz, der sich auf natürlichen Zähnen oder auf der Schleimhaut abstützt, scheint somit allmählich in den Hintergrund zu rücken, da implantatgetragene Versorgungen in vielerlei Hinsicht eine vorteilhafte Alternative darstellen [21]. Eine medizinische Indikation für dentale, enossale Implantate setzt zunächst ein ausreichendes Angebot an ortständigem Hart- und Weichgewebe voraus. Unter Berücksichtigung lokaler Befunde und den individuellen Patientenfall betreffende, subjektive Gründe sind Implantate vor allem in jenen klinischen Situationen indiziert, in denen keine funktionell suffiziente Versorgung ohne den Einsatz von Implantaten stattfinden kann. Die Vorteile dieser Therapieform sind klar ersichtlich: neben der bereits erwähnten hohen Funktionalität bieten Implantate eine stabile und vor allem langfristig knochenerhaltende Verankerung ohne dabei auf lange Sicht iatrogene Schäden an Lagergewebe, im Sinne einer fortschreitenden Alveolarkammresorption, oder Nachbarstrukturen hervorzurufen [21]. Bei Einzelzahnersatz kann auf die Präparation gesunder Nachbarzähne gänzlich verzichtet werden [24]. Demgegenüber stehen, neben den allgemein üblichen operativen Risiken, Nachteile wie der erhöhte Zeit-, Behandlungs- und auch Kostenaufwand, die mit einem implantatchirurgischen Eingriff verbunden sind und entsprechend berücksichtigt werden müssen [21]. Die implantatgetragene Versorgung einzelner Schalllücken erfolgt grundsätzlich feststehend; entweder auf den Aufbaupfosten zementiert oder verschraubt. Die verschraubte Variante bringt den Vorteil einer bedingten Abnehmbarkeit für Reparaturarbeiten oder auch eine professionelle Reinigung durch den Zahnarzt mit sich. Die Verschraubung kann entweder entlang der Implantatachse oder auch exzentrisch, je nach Implantatposition und Winkel, eingearbeitet werden [25].

2.1.3 Beispielhafte Darstellung unterschiedlicher Implantatsysteme

Die Wahl eines erfolgversprechenden Implantatsystems sollte unter Berücksichtigung der Vorstellungen, Wünsche und auch finanziellen

Rahmenbedingungen des Patienten eine zentrale Rolle in der Therapieplanung und -entscheidung spielen. Dabei geht es grundsätzlich um die richtige Auswahl des Implantatmaterials samt Oberfläche, einer geeigneten Implantatform sowie die Verfügbarkeit adäquater und bewährter, passungspräziser Aufbau- und Laborteile. Letztendlich beeinflussen jedoch auch Faktoren wie Preis und Gewährleistung einer nachhaltigen Verfügbarkeit der Zubehörteile die Entscheidungsfindung. Im Frontzahnbereich gewinnt die Auswahl eines geeigneten Implantatsystems aufgrund des hohen Ästhetikanspruches noch mehr an Bedeutung [25]. Die essentielle Basis für ein ästhetisch zufriedenstellendes Ergebnis erschließt sich aus einer gründlichen vorherigen 3D-Planung, einem schonenden chirurgischen Vorgehen mit besonderer Vorsicht im Umgang mit periimplantärem Weichgewebe und schlussendlich einer adäquaten prothetischen Versorgung [13, 26, 27].

Aus einer Übersichtsarbeit aus dem Jahr 2003 von Jokstad et al. ging schon damals hervor, wie üppig das Angebot von etwa 220 verfügbaren Implantatsystemen von 80 verschiedenen Implantatherstellern ist, die sich unter anderem in der Implantat-Abutment-Verbindung, Implantatform, Länge, Durchmesser und auch Oberflächenbeschaffenheit unterscheiden [28]. Die heutige Anzahl an Implantatsystemen ist nochmals deutlich gestiegen, was die Auswahl für den behandelnden Zahnarzt und den Zahntechniker nicht gerade erleichtert. Letztlich wird die Entscheidung jedoch maßgeblich von der Komplexität der prothetisch-implantologischen Behandlung bestimmt: umso umfangreicher und anspruchsvoller die Implantatversorgung ausfällt, desto vorteilhafter haben sich Implantatsysteme mit vielfältiger Auswahl, auch individualisierbarer, prothetischer Aufbauteile erwiesen, um auch hoch diffizilen klinischen Situationen gerecht zu werden [21]. Die heute verwendeten Implantatsysteme samt genormtem chirurgischen Instrumentarium und prothetischer Hilfsteile sollten folgenden Anforderungen gerecht werden: Biokompatibilität, Erfüllen der Voraussetzungen für die Osseointegration, einfache Handhabung des Instrumentariums und der Aufbauteile sowie leichte Entfernbarkeit [24].

Im Allgemeinen sind dentale Implantate einteilig oder zweiteilig und mit Längen zwischen 5,0 und 19,0 mm und Durchmessern zwischen 3,3 und 6,6 mm

erhältlich [21]. Sie sind rotationssymmetrisch gefertigt und zeichnen sich durch mikro- und/oder makroretentive Oberflächen aus. Hinsichtlich der Implantatform unterscheiden sich folgende Gruppen: zylindrisch/parallelwandig, gestufter Zylinder, konisch/zylindrisch-konisch und wurzelförmige Mischformen. Die Implantat-Abutment-Verbindung bei zweiteiligen Implantatsystemen zeichnet sich durch die folgenden drei Hauptmerkmale aus: die parallele oder konische Verbindung, der Rotationsschutz und die externe bzw. interne Verbindung. Beispielhaft zu erwähnen für eine externe Verbindung mit Außensechskant ist das Brånemark[®]-Implantat der Firma Nobel Biocare (Kloten, Schweiz) mit anodisch oxidierte Oberfläche (Ti Unite[®]). Aufgrund der niedrigen Bauhöhe des Außensechskants von 0,9 mm können auf die Suprakonstruktion einwirkende, nichtaxiale Kräfte insbesondere bei Einzelzahnrestorationen zu Schraubenlockerungen oder -brüchen führen, was jedoch auch unabhängig des Implantattyps eine häufige technische Komplikation darstellt [29-31]. Eine interne, konische Verbindung mit Sechskant weist beispielsweise das Astra Tech[®]-Implantat der Firma Dentsply Sirona (York, USA) auf. Die Vollschraube aus Titan hat einen konischen Halsbereich, der mit einem Mikrogewinde versehen ist (Produktlinie MikroThread[™]). Die Implantatoberfläche ist in ihrer Gesamtheit gestrahlt und geätzt (Produktlinie OsseoSpeed[™]). Die Abutmentverbindung besteht entsprechend aus einem konischen Anteil, der zur Rotationssicherung die Form eines Sechskants aufweist. Einteilige Implantatsysteme finden ihre Anwendung vorwiegend zur Verankerung von Deckprothesen wie zum Beispiel die Minimaldurchmesserimplantate MDI[®] der Firma 3M (Neuss, Deutschland) mit einem Durchmesser von 1,8 mm, versehen mit einer Kugelkopfpatrize. Auch provisorische Implantate oder Zirkoniumdioxid-Implantate werden heutzutage einteilig gefertigt [21].

2.1.4 Klinische Bewährung

Bei Verlust eines Zahnes stehen sowohl Patient als auch Zahnarzt automatisch vor der Entscheidungsfindung, welche Art von Zahnersatz am ehesten in Frage kommt. Dabei sollten grundsätzlich Kriterien berücksichtigt werden, die zum einen das

chirurgisch-prothetische Risikomanagement und zum anderen auch subjektive, patientenbezogene Faktoren wie beispielsweise Kosten und Lebensqualität gegeneinander abwägen. Im Falle einer Einzelzahnücke besteht in aller Regel die Auswahl zwischen einer implantatgestützten Einzelzahnkrone und konventionellem festsitzenden Zahnersatz im Sinne einer Brückenversorgung. Inzwischen hat sich der aktuelle Stand der Dinge so entwickelt, dass nicht mehr das osseointegrierte Implantat, sondern die implantatgetragene Restauration höhere Komplikations- und Verlustraten aufweist, was die Zahlen der nachfolgenden Übersichtsarbeiten belegen [21]. Auch ergibt sich daraus die entscheidende Frage, ob die Überlebensrate von implantatgestützten Einzelzahnkronen der Überlebensrate von konventionellem festsitzenden Zahnersatz ähnelt oder sogar diese übertrifft [29].

Pjetursson et al. veröffentlichten im Jahr 2007 einen Vergleich der 5- und 10-Jahres-Überlebens- und Komplikationsraten von konventionellem festsitzendem Zahnersatz und implantatgetragenen Zahnersatz. Während die 5-Jahres-Überlebensrate von zahngestützten konventionellen Brückenversorgungen (15 Studien) 93,8% betrug, lag sie bei implantatgetragenen Einzelzahnkronen bei 94,5% (12 Studien). Implantatgetragene Brückenversorgungen (20 Studien) zeigten sogar eine 5-Jahres-Überlebensrate von 95,2% und Freigabebriicken (12 Studien) von 91,4%. Die 10-Jahres-Überlebensrate ergab bei zahngestützten konventionellen Brücken 89,2%, bei implantatgetragenen Einzelzahnkronen 89,4%, bei Freigabebriickenversorgungen 80,3% und bei implantatgetragenen Brückenversorgungen 86,7%. Trotz der gesteigerten Überlebensraten bei implantatgetragenen Versorgungen zeigten sich signifikant höhere technische Komplikationen wie zum Beispiel Schraubenlockerung, Lockerung des Abutments, Retentionsverlust oder Keramik-/Chippingfrakturen als bei konventionellem Zahnersatz. Bei letzterem überwiegen biologische Komplikationen wie Sekundärkaries und Vitalitätsverlust der Pulpa. Zusammenfassend zeigte sich nach einem Beobachtungszeitraum von 5 Jahren eine jährliche Misserfolgsrate unterschiedlicher prothetischer Versorgungskonzepte zwischen 0,92 und 1,8 und eine 5-Jahres-Überlebensrate zwischen 91,4% und 95,5%. Dabei ergaben sich prinzipiell höhere Misserfolgsraten bei Brückenversorgungen vom konventionellen Typ und mit Freigabe im Vergleich zu

implantatgetragenen Einzelzahnkronen. Auch nach einem 10-jährigen Beobachtungszeitraum lag die jährliche Misserfolgsquote bei implantatgetragenen Einzelzahnversorgungen am niedrigsten [30].

Eine weitere Veröffentlichung aus dem Jahr 2007 von Jung et al. lieferte ähnliche Ergebnisse. Auf einer Meta-Analyse basierende Daten aus 26 Studien mit einer Gesamtzahl von 1558 inserierten Implantaten und 1530 implantatgetragener Einzelzahnkronen ergaben eine 5-Jahres-Überlebensrate von 96,8% für die mit Einzelzahnkronen versorgten Implantate und 94,5% für implantatgetragene Einzelzahnkronen. Die 5-Jahres-Überlebensrate von Metallkeramikkkronen war mit 95,4% signifikant höher als die der Vollkeramikkkronen mit 91,2%. Trotz hohen Überlebensraten von Implantaten und implantatgetragenen Einzelzahnkronen zeigten sich Komplikationen wie Periimplantitis, Schrauben- und Abutmentlockerung und Keramikfrakturen der Suprastruktur relativ häufig [31].

Eine Veröffentlichung von Albrektsson et al. im Jahr 2012 veranschaulichte tendenziell höhere Überlebensraten im Vergleich zu den Ergebnissen von Pjetursson et al. (2007). Basierend auf 23 prospektiven Studien mit insgesamt 1312 inserierten Einzelzahn-Implantaten ergab eine 5-Jahres-Überlebensrate von 97,7%. Basierend auf vier prospektiven Studien mit 124 inserierten Einzelzahn-Implantaten zeigte sich eine 10-Jahres-Überlebensrate von 94,9%. Die 5-Jahres-Überlebensrate von 754 implantatgetragenen Einzelzahnkronen basierend auf 14 prospektiven Studien und 104 implantatgetragenen Einzelzahnkronen basierend auf drei prospektiven Studien betrug 96,3%, während die 10-Jahres-Überlebensrate mit 89,8% entsprechend niedriger ausfiel. Trotz relativ hoher Überlebensraten wurden technische (8,8%), ästhetische (7,1%) und biologische (7,1%) Komplikationen häufig beobachtet [20].

Im Jahr 2012 hatten Jung et al. eine weitere systematische Übersichtsarbeit mit aktuelleren Ergebnissen veröffentlicht. Basierend auf der Meta-Analyse mit Daten aus insgesamt 46 Studien ergab sich eine 5-Jahres-Überlebensraten für mit Einzelzahnkronen versorgten Implantaten von 97,2% und eine 10-Jahres-Überlebensrate von 95,2%. Die 5-Jahres-Überlebensraten von implantatgetragenen Einzelzahnkronen lagen bei 96,3% und nach 10 Jahren bei 89,4%. Häufige

Komplikationen wurden auch hier im Bereich des Weichgewebes berichtet; aber auch Schraubenlockerung und Retentionsverlust der Suprastruktur kamen nicht selten vor [29].

Wie man den oben aufgeführten 5- und 10-Jahres-Überlebensraten entnehmen kann, stellen Implantate mit implantatgetragenen Einzelzahnkronen durch ihre hohe Langzeitbewährung heutzutage eine insgesamt sichere und zielführende Behandlungsalternative im Vergleich zu konventionellem Zahnersatz dar. Insbesondere im ästhetisch anspruchsvollen Frontzahnbereich gilt das dentale Implantat demnach als Therapie der Wahl für den Ersatz eines verlorengegangenen einzelnen Zahnes. Unter dem Aspekt der sogenannten Tertiärprophylaxe im Sinne des Erhalts oraler Strukturen ist implantatgetragener Zahnersatz dem konventionellen festsitzenden Zahnersatz sogar deutlich überlegen, denn er ermöglicht den Ersatz von Zähnen ohne dabei vorhandene Nachbarstrukturen (wie beispielsweise gesunde Zahnhartsubstanz) durch erforderliche Schleifmaßnahmen zur Aufnahme eines konventionellen Zahnersatzes zu schädigen und wirkt bei erfolgreicher Osseointegration knochenerhaltend [8, 21].

2.2 Vollkeramiksysteme auf Implantaten

2.2.1 Allgemeine Einteilung

Der Begriff „Vollkeramik“ steht in der dentalen Branche für Zahnrestorationen, die ausschließlich aus Keramik ohne Metallunterstützung bestehen. Konventionelle Dentalkeramiken haben aufgrund ihrer amorphen, transparenten Glasphase lichtleitende und lichtbrechende Eigenschaften und erzeugen durch ihre Farbbeständigkeit eine farbliche Anpassung an die Zahnhartsubstanz, insbesondere am Übergang des Kronenrandes auf den unbeschliffenen Zahnbereich. Keramikrestorationen haben das einzigartige Potential, das natürliche Erscheinungsbild gesunder Zahnhartsubstanz detailgetreu nachzuahmen [6].

Keramik zeigt sich unter den vorherrschenden Bedingungen der Mundhöhle chemisch inert und biologisch sehr verträglich und übertrifft mit ihrer Beständigkeit selbst hochedelmetallhaltige Gusslegierungen. Sie zeichnet sich durch eine ausgesprochen hohe Druckbelastbarkeit aus, reagiert jedoch äußerst empfindlich auf Zugspannungen und weist im Vergleich zu Metall eine entsprechend geringere Biegefestigkeit und Bruchzähigkeit auf [8]. Somit gilt auch heute noch metallbasierter festsitzender Zahnersatz als der Goldstandard in der rekonstruktiven Zahnheilkunde [10]. Das gräulich-metallische Gerüst führt oftmals zu Problemen in der möglichst naturgetreuen, ästhetischen Nachahmung des zahnfarbenen Erscheinungsbildes, insbesondere bei Rekonstruktionen mit ausgeprägtem Platzmangel [32]. Des Weiteren kam es nicht selten dazu, dass die umgebende marginale Gingiva durch das hindurch schimmernde graue Metallgerüst im Kronenrandbereich bläulich erschien [13, 19, 33]. W. Geller löste diese Problematik vor über 35 Jahren durch die Entwicklung eines reduzierten Metallgerüsts mit keramischer Schulter im vestibulären Kronenrandbereich [34]. Die heute verfügbaren Verblendkeramiken für Metallgerüste von Kronen und Brücken sind das Ergebnis jahrzehntelanger Entwicklungsprozesse und ermöglichen eine nahezu vollständige Abdeckung des gräulichen Metallgerüsts mit hochästhetischen Resultaten [32]. Dennoch sind vollkeramische Rekonstruktionen metallbasierten überlegen, wenn es darum geht, die bestmöglichen ästhetischen Resultate zu erzielen [11]. Letztendlich geht es zudem noch um die Frage, ob die heute verfügbaren Dentallegierungen dem wachsenden Anspruch an Biokompatibilität gerecht wird [9]. Heutzutage können die mineralischen Grundbausteine der Keramik beim industriellen Herstellungsverfahren so ausgesucht und kalibriert werden, dass sich exzellente lichteoptische Eigenschaften ergeben, um die von Natur aus vielfältigen Zahnfarben für eine Restauration eins zu eins nachzuahmen [8]. Dies ist das Ergebnis jahrzehnteübergreifender Entwicklungsprozesse im Bereich der dentalen Keramik. Im Jahr 1965 wurde als erster Modifikationsversuch der konventionellen Feldspat-Keramik Aluminiumoxid hinzugefügt, um diese zu härten und damit für rekonstruktive Zwecke einsetzen zu können [35]. Aufgrund der Sprödigkeit und geringen mechanischen Stabilität beschränkte sich das Indikationsspektrum dieser

aluminiumoxidverstärkten Keramikkronen lediglich auf Einzelzahnkronen im Frontzahnbereich [32]. Um die guten optischen Eigenschaften mit verbesserter mechanischer Stabilität zu vereinen, wurde eine glasinfiltrierte Aluminiumoxidkeramik entwickelt (InCeram alumina, VITA). Durch den höheren kristallinen Anteil in der Matrix und der damit resultierenden höheren Opazität fand diese Keramik jedoch bestenfalls Anwendung im Bereich der Gerüstmaterialien für Kronen und Brücken, als Implantat-Abutments und auch Implantate [36]. Vor nicht allzu langer Zeit wurden weitere Entwicklungen im Bereich der dichtgesinterten, hochfesten Keramiken vorangetrieben. So zeigte beispielsweise Zirkoniumdioxid (ZrO_2) eine wesentlich höhere Biegefestigkeit (900-1400 MPa) und Bruchzähigkeit ($5-10 \text{ MPa/m}^{1/2}$) mit doppelt so hohen Werten wie die der konventionellen Glaskeramik und glasinfiltrierten Aluminiumoxidkeramik [37-40]. Jedoch führt eine Zunahme an Festigkeit und Stabilität zu einem Verlust an Transluzenz und somit zu optisch-ästhetischen Einbußen [12, 13, 41]. Die polykristalline Oxidkeramik ohne Glasphase kann durch die immens verbesserte Stabilität, aber daraus resultierenden Opazität, vornehmlich als Gerüstwerkstoff für größere Spannweiten eingesetzt und ähnlich wie Metallgerüste aufbrennkeramisch verblendet werden. Eine monolithische, sprich verblendfreie Variante, bietet das neuentwickelte, transluzentere Zirkoniumdioxid, welches zahnfarben bemalt vornehmlich im Seitenzahnbereich seine Anwendung findet [8]. Im Vergleich zu metallbasiertem festsitzendem Zahnersatz zeigt sich jedoch eine höhere Komplikationsrate: Die Verbindung zwischen dem Zirkoniumdioxid-Gerüst und der Verblendkeramik führt vermehrt zu sogenannten Chipping-Frakturen, die den Großteil der Gründe mechanischer Komplikationen ausmachen [42-45].

Die Auswahl des adäquaten Werkstoffs richtet sich stets nach zu erwartender Belastung und Konstruktionsart. Für Implantat-Kronen stehen auf Basis aktueller Empfehlungen folgende zur Auswahl: Silikatkeramik, Lithiumdisilikatkeramik, zirkonoxidverstärktes Lithiumdisilikat, monolithisches Zirkoniumdioxid. Im Bereich der Implantataufbauten stehen sowohl konfektionierte Abutments mit zentraler Metallhalteschraube als auch individuell im CAD/CAM-Verfahren gefertigte Abutments sowie zweiteilige Hybrid-Abutments (ZrO_2 -Abutmentment verklebt mit

Titanhülse) zur Verfügung. Insbesondere im Falle einer ausgeprägten Angulation weicht die Form eines konfektionierten Abutments zu stark von der natürlichen Pfeilergometrie ab, sodass ein individuell gefertigtes, vollkeramisches Abutment, welches die Gestalt eines präparierten Zahnstumpfes hat, sinnvoll sein kann. Diese patientenspezifisch gestalteten Abutments können beispielsweise mittels CAD/CAM-Verfahren oder Presstechnik aus Vollkeramik angefertigt werden und sorgen durch das individuelle Emergenzprofil für eine optimale Weichgewebsunterstützung. Sollte es dennoch zu Weichgewebsrezessionen kommen, lassen zahnfarbene, vollkeramische Abutments aus Zirkoniumdioxid im Gegensatz zu Titanabutments die natürliche Zahnästhetik weiterhin bestehen [8, 19, 23, 46]. Auch bei dünnem periimplantärem Weichgewebe kann es zu einem gräulich-metallischem Durchschimmern des Titan-Abutments kommen, was den ästhetischen Erfolg maßgeblich beeinflusst und infolgedessen zu Patientenunzufriedenheit führt [47, 48]. Die ästhetischen Resultate lassen sich demnach auch für implantatprothetische Versorgungen durch den Einsatz vollkeramischer Kronen, Brücken und Abutments, insbesondere im Frontzahnbereich, optimieren. Hier ist der Nutzen zementierter vollkeramischer Restaurationen auf Metall-Abutments generell fragwürdig, insbesondere dann, wenn eine hochtransluzente Vollkeramik zum Einsatz kommen soll [13, 15, 23, 49, 50]. Vollkeramikabutments wie beispielsweise aus Zirkoniumdioxid oder Aluminiumoxid können dementsprechend ein verbessertes ästhetisches Endergebnis für implantatgestützte vollkeramische Kronen und Brücken sicherstellen [13, 19, 23]. Des Weiteren verfügen Zirkoniumdioxidabutments neben den optisch vorteilhaften Charakteristika über eine hohe Korrosionsbeständigkeit, Biokompatibilität und eine geringe Wärmeleitfähigkeit [13, 19, 51]. Jedoch bringt eine direkte Keramikverschraubung geometrieabhängig immer das Risiko der Zugspannung mit sich, was im ungünstigsten Fall zu Keramikfrakturen führen kann. Chipping- und Keramikfrakturen zählen mit zu den am häufigsten auftretenden technischen Komplikationen [29-31]. In jedem Fall sollte vor Therapieentscheidung die Art des Abutments und der Verbindung (Verkleben oder Verschrauben) unter Beachtung des individuellen Patientenfalls sorgfältig abgewägt werden, denn nicht nur beim Verschrauben sondern auch beim Verkleben eines Zirkoniumdioxid-

Abutments mit einer Titan-Klebebasis können Spannungsspitzen entstehen, die zum klinischen Versagen führen können [8].

Unterschiedliche Abutmentfarben haben unterschiedliche Auswirkungen auf die Farbgebung der vollkeramischen Restauration. Die Farbe des Befestigungszementes und die Keramikstärke spielen hier ebenfalls eine bedeutende Rolle im Hinblick auf das ästhetische Endresultat [6, 13]. Generell gilt: verschiedene Keramiksyste­me müssen aufgrund der variierenden Materialeigenschaften unterschiedlich befestigt werden. Hochfeste Keramiken mit einer Biegefestigkeit über 350 MPa wie Lithiumdisilikat, zirkonverstärkte Lithiumdisilikatkeramik (ZLS), glasinfiltrierte und pressgesinterte Oxidkeramik und Zirkoniumdioxidkeramik können sowohl konventionell mit Glasionomerm­ent (zum Beispiel Ketac™ Cem, 3M™, St.Paul/Minnesota, USA) oder Zinkoxid-Phosphatzement (zum Beispiel Harvard Zement, Harvard® Dental International GmbH, Hoppegarten, Deutschland) als auch adhäsiv mit entsprechend geeigneten Befestigungskompositen (zum Beispiel Variolink® Esthetic, Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein) befestigt werden. Keramiken mit Biegefestigkeiten unter 350 MPa (Hybrid-, Verbund- und Silikatkeramik) sollten unter Beachtung der geeigneten Indikationsbereiche ausschließlich adhäsiv befestigt werden [8]. Durch die Verwendung bewährter Ädhäsiv-Befestigungssysteme und Einhaltung der empfohlenen Arbeitsschritte kann eine bessere Abdichtung des Dentins erreicht werden als es bei konventionellen Zementen der Fall ist [52]. Opake Zementierungsfugen, wie sie zwangsläufig unter Verwendung der konventionellen Zemente entstehen, können zudem vermieden werden [9]. Mit zunehmendem Patientenwunsch nach Ästhetik gewinnt infolgedessen auch die adhäsive Befestigung mehr und mehr an Bedeutung, denn das optische Ergebnis einer Keramikrestauration ergibt sich aus den Komponenten Keramikfarbe, Stumpf-/Abutmentfarbe, Keramikstärke und letztlich der Farbe des Befestigungszementes, wobei in diversen Studien bereits festgestellt wurde, dass die Stumpf-/Abutmentfarbe den größten Einfluss auf das ästhetische Endergebnis hat [14, 15, 17, 53, 54]. Dennoch hat laut einer Studie auch die Farbe des Befestigungszementes einen mehr oder weniger bedeutenden Einfluss auf die Farbe der Restauration. Chaiyabutr et al. kamen in einer Studie zu dem Ergebnis, dass

dunkelverfärbte Pfeilerzähne, wie zum Beispiel bei endodontisch behandelten Zähnen, die mit einer CAD/CAM-gefertigten Krone aus Lithiumdisilikat versorgt wurden, zu einem klinisch inakzeptablen Ergebnis führt ($\Delta E > 3,7$), wenn diese beispielsweise mit einer 1,5 mm dicken Keramikkrone und transluzentem Befestigungszement zementiert wurden [6]. Manche klinische Situationen lassen lediglich eine Einflussnahme über die Komponente „Farbe des Befestigungszement“ zu, um die darunter liegenden Strukturen zu maskieren. Dies ist beispielsweise der Fall, wenn eine ausreichend dicke Kronenstärke aufgrund von Platzmangel nicht realisiert werden kann [55, 56]. Handelt es sich um implantatgetragene, zementierte Vollkeramikrestorationen kann die Farbe und Transluzenz des Befestigungszementes vor allem bei Verwendung von vollkeramischen Abutment einen wichtigen Einflussfaktor darstellen. Im Falle eines metallischen Abutments zeigen sich ebenso entsprechende Einflüsse auf die Farbrealisation der Krone, je nach Farbe und Transluzenz des Befestigungsadhäsivs [13]. Es wurde ferner mehrfach belegt, dass die Befestigungskomponente allein meist nicht in der Lage ist, die Farbe des präparierten Zahnstumpfs oder des Abutments im Hinblick auf das Endergebnis signifikant beeinflussen kann, wenn die Keramikstärke geringer als 1,5 mm beträgt [6, 13, 14, 56].

2.2.2 Beispielhafte Darstellung unterschiedlicher Vollkeramiksysteme

Die fortlaufende Entwicklung im Bereich der traditionellen Keramiken führte zu einer Vielzahl verschiedenster Keramiksysteme, die sich hinsichtlich ihrer Materialeigenschaften wie auch Verarbeitungstechniken grundsätzlich voneinander unterscheiden und entsprechende Vor- und Nachteile aufweisen [53, 57]. Dabei erfüllen Silikatkeramiken hohe ästhetische Ansprüche während hochfeste Oxidkeramiken besonders für den Einsatz als Gerüste von Kronen und Brücken dienen [8]. Eine Übersicht gängiger Vollkeramik-Systeme zeigt die folgende Tabelle:

	Material	Produktbeispiele	Verarbeitungstechnik	Klinische Indikation
Silikatkeramik	Feldspatkeramik	VITABLOCS Mark II VITABLOCS TriLuxe VITABLOCS TriLuxe Forte VITABLOCS Reallife	CAD/CAM	Inlay, Teilkronen, Veneer, Krone Front- und Seitenzahnbereich
		DeguDent Cergo Press Cercon Ceram Press	Press-Technik	
	Glaskeramik	IPS Empress CAD IPS Empress CAD Multi	CAD/CAM	
		IPS Empress Esthetic IPS e.max ZirPress IPS Empress Cosmo	Press-Technik	
	Lithiumdisilikat (LS2)	IPS e.max CAD	CAD/CAM	Krone Front- und Seitenzahnbereich, Brücke Front- und Seitenzahnbereich (bis 2. Prämolare), Doppelkrone Primärteil, Implantatkrone, Hybridabutment, Inlay, Teilkronen, Veneer, Klebebrücke Frontzahnbereich
		IPS e.max Press	Press-Technik	
	Lithiumdisilikat zirkonverstärkt (ZLS)	VITA Suprinity VITA Suprinity FC	CAD/CAM	Krone Front- und Seitenzahnbereich, Implantatkrone, Inlay, Teilkronen, Veneer
		DeguDent Celtra Press	Press-Technik	
	Verblendkeramik	IPS e.max Ceram VITA VM 7 für In-Ceram VITA VM 9 für ZrO ₂ VITA VM 11 für ZLS	Konventionelle Verblend- Technik	
		VITA Rapid Layer IPS e.max CAD-on Sirona Multilayer	CAD/CAM-Verblendung	
Oxidkeramik	Glasinfiltration	VITA In-Ceram ALUMINA VITA In-Ceram ZIRCONIA	CAD/CAM	aluminiuminfiltriert: Krone Front- und Seitenzahnbereich, Brücke Frontzahnbereich, Implantatkrone, Klebebrücke zirkoniainfiltriert: Krone und Brücke Front- und Seitenzahnbereich, Implantatkrone, Klebebrücke
		VITA In-Ceram ALUMINA	Schlickern	
	Dichtsinterung	IPS e.max ZirCAD Sirona inCoris ZI Sirona inCoris TZI VITA In-Ceram YZ	CAD/CAM	Aluminiumoxid: Krone Front- und Seitenzahnbereich, Brücke Frontzahnbereich, Doppelkrone Primärteil, Implantatkrone, Klebebrücke Zirkoniumdioxid: Krone und Brücke Front- und Seitenzahnbereich, Doppelkrone Primärteil, Implantatkrone, Hybridabutment, Inlaybrücke, Klebebrücke
		Procera Alumina Procera Zirconia	Press-Sintern	

Tabelle 1 Übersicht gängiger Vollkeramik-Systeme (Quelle: Kern M, Beuer F, Frankenberger R, Kohal RJ, Kunzelmann KH, Mehl A, et al. Vollkeramik auf einen Blick. 6 ed. Ettlingen: Arbeitsgemeinschaft für Keramik in der Zahnheilkunde e.V.; 2015)

2.2.3 *Klinische Bewährung*

Sailer et al. berichteten in seiner Veröffentlichung über die Überlebens- und Komplikationsraten von Vollkeramik- und Metallkeramik-Rekonstruktionen im Jahr 2007 über eine Dysbalance zwischen der Anzahl der Studien über festsitzende Vollkeramik- und Metallkeramik-Rekonstruktionen [42, 58]. Auch heute gilt metallbasierter festsitzender Zahnersatz für Kronen und Brücken (wie zum Beispiel ein Gerüst aus Goldlegierung mit Feldspatkeramik-Verblendung) immer noch als der Goldstandard in der Zahnmedizin, was vermutlich auch der noch mangelnden wissenschaftlichen Datenlage im Sinne einer Langzeitbewährung vollkeramischer Restaurationen zuzuschreiben ist [10, 38, 42]. Die fortlaufende jahrzehntelange Entwicklung keramischer Werkstoffe wie zum Beispiel Lithiumdisilikatkeramik oder dichtgesinterte Hochleistungskeramik wie Zirkoniumdioxid eröffnete neue Möglichkeiten klinischer Anwendungsgebiete, um dem steigenden Anspruch der Patienten an hochästhetischem Zahnersatz gerecht zu werden [38, 42]. So steigt auch die Zahl systematischer Übersichtsarbeiten von zahn- und implantatgetragenen vollkeramischen Restaurationen, sodass Langzeitergebnisse in Bezug auf Komplikations- und Überlebensrate zwischen vollkeramischen und metallkeramischen Restaurationen verglichen werden können, um damit die patientenspezifische Entscheidungsfindung möglicher Therapieoptionen zu erleichtern [42]. Man unterscheidet grundlegend die technischen Komplikationen wie Gerüstfrakturen, Chipping-Frakturen, Retentionsverlust, Abutmentlockerung, Schraubenlockerung und mangelnde Ästhetik von den biologischen Komplikationen wie zum Beispiel Weichgewebsprobleme, Vitalitätsverlust des Pfeilerzahnes, Pfeilerzahnfraktur und Sekundärkaries [59].

In einer Veröffentlichung aus dem Jahr 2007 von Pjetursson et al. über die Überlebens- und Komplikationsraten von vollkeramischen und metallkeramischen Einzelzahnkronen nach einem Beobachtungszeitraum von 3 Jahren stellte sich heraus, dass vollkeramische Einzelzahnkronen durchaus vergleichbare 5-Jahres-Überlebensraten aufweist wie metallkeramische Einzelzahnkronen. Auf Grundlage einer Meta-Analyse von 27 Studien mit Daten von 6006 vollkeramischen Einzelzahnkronen ergab sich eine 5-Jahres-Überlebensrate von 93,3%. Sechs

Studien mit insgesamt 1765 metallkeramischen Kronen lieferten Ergebnisse, die zu einer 5-Jahres-Überlebensrate von 95,6% führten. Bei Betrachtung der unterschiedlichen Keramikarten stellten sich folgende Ergebnisse heraus: Dichtgesintertes Aluminiumoxid zeigte die höchste 5-Jahres-Überlebensrate mit 96,4%, gefolgt von infiltrierter Glaskeramik mit 95,4% und InCeram-Kronen von 94,5%. Für reine Glaskeramik-Kronen wurde eine signifikant niedrigere 5-Jahres-Überlebensrate von nur 87,5% ermittelt. Des Weiteren zeigten sich nach Analyse der Kronenlokalisierung innerhalb des Mundes grundsätzlich niedrigere Überlebensraten, wenn es sich um Vollkeramikronen handelte, die im posterioren Bereich (Prämolaren und Molaren) eingegliedert wurden. Jedoch demonstrierten die Vergleiche von Kronen im posterioren Bereich aus dichtgesintertem Aluminiumoxid und infiltrierter Glaskeramik ähnliche 5-Jahres-Überlebensraten wie metallkeramische Kronen. Die häufigsten biologischen Komplikationen waren Vitalitätsverlust (Vollkeramik und Metallkeramik: 0,43% jährliche Rate an Vitalitätsverlust) und Sekundärkaries (Vollkeramik: 0,37% jährliche Rate an Sekundärkaries, Metallkeramik: 0,64%). Die häufigste technische Komplikation bezog sich bei vollkeramischen Kronen auf die Gerüstfrakturen mit einem jährlichen Anteil von 1,17% [32].

Eine systematische Übersichtsarbeit von Jung et al. (2007) fasste die Ergebnisse eines 5-Jahres-Follow-Ups über die Überlebens- und Komplikationsraten von implantatgetragenen Einzelzahnkronen zusammen und stellte unter anderem eine 5-Jahres-Überlebensrate implantatgetragener Einzelzahnkronen von 94,5% dar. Hier zeigte sich im Detail basierend auf 7 Studien mit einer Gesamtzahl von 236 Metallkeramikronen eine signifikant höhere 5-Jahres-Überlebensrate mit 95,4% als vollkeramische Kronen mit 91,2% (zwei Studien mit 162 Vollkeramikronen). Weichgewebekomplikationen sowie technische Komplikationen wie Abutment- und Schraubenlockerung, Retentionsverlust und (Chipping-) Frakturen zählten auch hier zu den häufigsten Misserfolgen [31].

In einer aktuelleren Veröffentlichung aus dem Jahr 2014 von Pjetursson et al. wurden die jährliche Misserfolgsrate, die 5-Jahres-Überlebensrate sowie die häufigsten Komplikationen von festsitzenden metallkeramischen und vollkeramischen

Restaurationen einander gegenübergestellt. Die jährliche Misserfolgsrate vollkeramischer Restaurationen lag für dichtgesintertes Zirkoniumdioxid bei 2,02% (16 Studien), für infiltrierte Glaskeramik bei 2,31% (7 Studien) und glasinfiltriertes Aluminiumoxid (6 Studien) bei 2,97%. Festsitzende metallkeramische Restaurationen wiesen mit 1,15% eine deutlich niedrigere jährliche Misserfolgsrate auf. Die entsprechende 5-Jahres-Überlebensrate zeigt ein äquivalentes Verhältnis: Zirkoniumdioxid zeigte mit 90,4% die höchste 5-Jahres-Überlebensrate vollkeramischer Restaurationen. Infiltrierte Glaskeramik lag bei 89,1% und glasinfiltriertes Aluminiumoxid bei 86,2%. Metallkeramische Restaurationen wiesen mit 94,4% eine deutlich höhere 5-Jahres-Überlebensrate auf als vollkeramische Restaurationen. Als einer der häufigsten Komplikationen bei infiltrierter Glaskeramik und glasinfiltrierter Aluminiumoxidkeramik stellten sich Frakturen im Gerüst heraus. Zirkoniumdioxid zeigte sich wesentlich stabiler, brachte jedoch vermehrt Komplikationen wie unerwünschte Farbveränderungen, Sekundärkaries und Retentionsverlust mit sich. Auch Chipping-Frakturen zählten mit zu den häufigsten Komplikationen vollkeramischer Restaurationen [42].

Sailer et al. verfassten im Jahr 2015 eine ähnliche systematische Übersichtsarbeit über die Überlebens- und Komplikationsraten vollkeramischer und metallkeramischer Einzelzahnkronen. 17 Studien mit 4663 Metallkeramikronen und 54 Studien mit 9434 Vollkeramikronen lieferten die Daten für eine 5-Jahres-Überlebensrate von 95,7% für metallkeramische Kronen und 90,7% bis 96,6% für unterschiedliche Vollkeramikronen. Dabei zeigten Kronenversorgungen aus Feldspatkeramik mit 90,7% sowie aus Zirkoniumdioxid mit 91,2% signifikant niedrigere 5-Jahres-Überlebensraten als der Goldstandard Metallkeramik. Die höchste Überlebensrate wies beispielsweise Lithiumdisilikat-Keramik mit 96,6% auf. Dazwischen lagen glasinfiltriertes Aluminiumoxid mit 94,6% und dichtgesintertes Aluminiumoxid mit 96,0%. Unter Aufteilung nach Kronenversorgungen im Front- und Seitenzahnbereich zeigt lediglich Feldspatkeramik eine signifikant geringere Überlebensrate. Keramik-(Chipping)-Frakturen waren in dieser Studie die am häufigsten erwähnten, technischen Komplikationen, sowohl für vollkeramische als auch metallkeramische Restaurationen. Gerüstfrakturen hingegen wurden bei Vollkeramikronen häufiger

beobachtet als bei metallkeramischen Kronen. Biologische Komplikationen wie Vitalitätsverlust des Pfeilerzahnes und Pfeilerzahnfrakturen traten im Vergleich zur Vollkeramikronen bei Metallkeramikronen häufiger auf [59].

Die Verwendung von Vollkeramik trägt somit nicht nur bei zahngetragenem Zahnersatz, sondern auch bei implantatprothetischen Versorgungen im ästhetisch anspruchsvollem Frontzahnbereich mit der hohen Langzeitbewährung zur Erfüllung der gehobenen patientenindividuellen Ästhetik-Ansprüche maßgeblich bei. Die vielseitige Auswahl vollkeramischer Werkstoffe erfordert jedoch eine im Vorhinein gründliche Diagnostik und Planung, die nicht nur die physikalischen und anatomischen Gegebenheiten, sondern auch die individuellen Wünsche und Vorstellungen des Patienten mit einbeziehen sollte.

2.3 Farbmotrik

Isaac Newton fand zu seiner Zeit im Jahre 1666 durch Experimente mit Lichtspalt und Prisma heraus, dass weißes Licht beim Durchqueren eines Prismas in mehrere Farben unterschiedlicher Wellenlänge aufgeteilt wird. Daraus ergab sich eine kontinuierliche Serie von sogenannten „Spektralfarben“, die sich zu einem „Spektrum des sichtbaren Lichts“ mit Wellenlängen von 400nm (Violett) bis 700nm (Rot) zusammensetzen. Mit absteigender Wellenlänge ergab sich folgende Reihenfolge: Rot (650-800nm), Orange (590-649nm), Gelb (550-589nm), Grün (490-549nm), Blau (460-489nm), Indigo (440-459nm) und Violett (390-439nm) [60]. Das menschliche Auge ist lediglich im Stande, Farben des sichtbaren Spektrums im oben genannten Wellenlängenbereich als Varianten von rotem, grünem und blauem Licht wahrzunehmen. Die Bereiche sowohl darüber (Infrarot, Radar, Radio) als auch darunter (UV-Strahlung, Röntgenstrahlung, kosmische Strahlung) sind für den Menschen nicht sichtbar. Die Wahrnehmung erfolgt über den Einfall unterschiedlicher Lichtfrequenzen, welche das Auge durch Ausstrahlung, Reflexion oder Weiterleitung erreichen und auf die Rezeptorzellen der Netzhaut, bestehend

aus Stäbchen und Zapfen, treffen. Dabei nehmen die sogenannten Stäbchen die Helligkeit des Lichtes (skotopisches Sehen) und die drei verschiedenen Zapfen-Typen den Farbton (photopisches Sehen) wahr [9, 61]. Zapfen sind mit 6 Millionen pro Auge in ihrer Anzahl deutlich geringer vorhanden als Stäbchen (ca. 120 Millionen pro Auge). Der Lichtreiz muss folgende Kriterien erfüllen, damit überhaupt eine Farbwahrnehmung entstehen kann: eine Mindestintensität („Farbschwelle“) muss überschritten, eine gewisse Mindestzeitdauer („Farbzeitschwelle“) muss erreicht werden und dabei bestimmte Netzhautflächen treffen [9]. Sind diese Voraussetzungen erfüllt, werden die durch Rezeptorzellen generierten Signale über die Sehnerven und das Zwischenhirn zur Großhirnrinde weitergeleitet und als unterschiedliche Farben interpretiert. Als wichtiger und bedeutender Aspekt sei erwähnt, dass die Farben, die der Mensch zu sehen und zu erinnern vermeint, in Wirklichkeit nur im menschlichen Gehirn als Interpretation der Wellenlänge des Lichts existieren. Das Frequenzmuster setzt sich dabei lediglich aus den Spektraldaten der Lichtfrequenzen zusammen, welches von einem Gegenstand oder Körper reflektiert wird [61].

Um die Farbwiedergabe zu erleichtern und die Zusammenhänge zwischen Farbtönen zu beschreiben, bedient man sich dreidimensionaler Farbmodelle. Zahlreiche Varianten und Ideen von multidimensionalen Farbordnungssystemen wurden im Laufe der Jahrhunderte unter anderem von Künstlern, aber auch von Wissenschaftlern entwickelt. Eines der am weitesten verbreiteten und heute noch verwendeten Farbordnungssysteme wurde von einem amerikanischen Maler namens Albert Henry Munsell zu Beginn des 20. Jahrhunderts entworfen. Mit diesem auf Farbwahrnehmung beruhenden System wurde es möglich, jede Farbe in einer logischen Beziehung zu allen anderen Farben präzise zu identifizieren [61]. Er erarbeitete einen dreidimensionalen Farbraum aus einer bestimmten Anzahl an Farbmustern und teilte diesen in drei elementare Ordnungsprinzipien auf: Farbton (*Hue H*), Sättigung (*Chroma C*) und Helligkeit/ Wertigkeit (*Value V*) [62]. Fünf Hauptfarbtöne wurden nochmals in fünf Zwischenfarbtöne unterteilt, sodass er insgesamt 10 prinzipielle Buntfarbtöne festlegte: Rot (R), Gelb (Y), Grün (G), Blau (B) und Purpur (P) als Hauptfarbtöne und Gelb-Rot (YR), Grün-Gelb (GY), Blau-

Grün (BG), Purpur-Blau (PB) und Rot-Purpur (RP) als Zwischenfarbtöne. Diese wurden nochmals in 10 Segmente (Subhues/ Untersegmente) unterteilt und mit einer entsprechenden Zahl zwischen 1 und 10 gekennzeichnet, sodass folglich die Farbtöne in 100 unterschiedlichen Ausprägungen dargestellt wurden. Die Segmentnummer wird dem Farbtonnamen zur exakten Kennzeichnung vorangestellt [63].

Der sogenannte „Munsell-Atlas“ sollte eine schematische Darstellung der zugrundeliegenden Theorie abbilden:

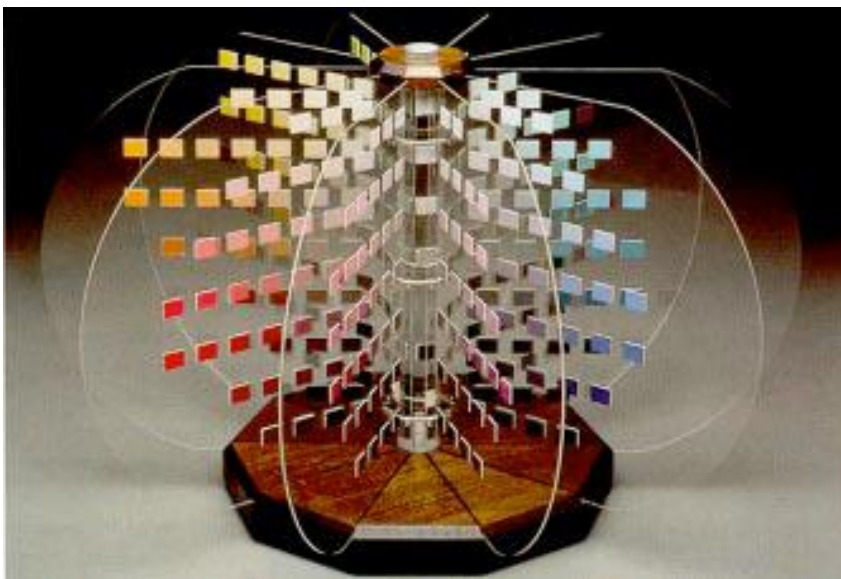


Abbildung 1 Der „Munsell Color Tree“ zeigt die dreidimensionale Beziehung zwischen Farbton (*Hue H*), Sättigung (*Chroma C*) und Helligkeit/ Wertigkeit (*Value V*) (Quelle: Colour Physics for Industry. Second Edition ed. McDonald R, editor. Bradford, West Yorkshire: Society of Dyers and Colourists; 1997)

Der Zylindermantel repräsentiert die Farbtöne und ist in 10 parallel zur Zylinderachse angeordnete Hue-Segmente unterteilt, die den oben bereits genannten Haupt- und Zwischenfarbtönen entsprechen. Diese Segmente sind wiederum in 10 Untersegmenten dargestellt. Die Zylinderachse verkörpert die Helligkeitsskala (*Value V*), unterteilt in 11 Abstufungen zwischen 0 (Schwarz) und 10 (Weiß). Die dritte Dimension verkörpert der Radius des Zylinders: der Sättigungswert (*Chroma C*). Die Skalierung der Sättigung erfolgt in maximal 14 Stufen, wobei $C=0$ einem Grauwert

auf der Zylinderachse und $C=14$ einer maximalen Sättigung auf dem Zylindermantel entspricht. Beispielhaft sei die Farbe 5 R 4/6 beschrieben: Es handelt sich um einen mittleren Rotton (*Hue H*: 5R), Helligkeitsgrad 4 (*Value V*: 4) mit einer Farbsättigung, die 6 Einheiten von der Grauachse entfernt ist (*Chroma C*: 6) [63].

Im Vergleich zum auf dem Prinzip der Farbwahrnehmung (*colour perception*) beruhenden Munsell Farbsystem, bezieht sich das im Jahr 1976 entstandene CIE (*Commission Internationale de l'Éclairage*) $L^*a^*b^*$ -Farbsystem, welches aus dem CIE-Farbsystem weiterentwickelt wurde, auf das Prinzip der Farbabstimmung (*colour matching*) [63]. Es gründet auf dem im Jahr 1931 vorgestellten CIE Normvalenzsystem und stellt das heute gebräuchlichste Farbsystem dar, welches sich insbesondere in Abgrenzung zum CIE- $L^*u^*v^*$ -Farbraumsystem zur Bestimmung von Körperfarben eignet. Die zugrundeliegende Idee war es, Farbunterschiede numerisch bestimmen zu können. Die ursprünglichen Koordinaten X, Y und Z des CIE-Farbdigramms wurden für das $L^*a^*b^*$ -Farbsystem in drei neue Parameter umgewandelt, welche mit den entsprechenden Koordinatenachsen senkrecht zueinanderstehen [64]:

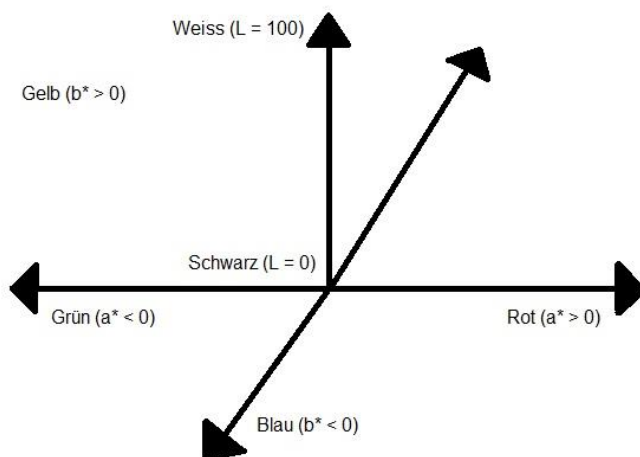


Abbildung 2 CIELab Color Modell, L^* (Helligkeit) 0 = reines Schwarz bis 100 = reines Weiß, a^* (Rot-Grün-Achse) $a^* < 0$ = Grün, $a^* > 0$ = Rot, b^* (Gelb-Blau-Achse) $b^* < 0$ = Blau, $b^* > 0$ = Gelb

Die Menge sichtbaren Lichts, welche von einem zu untersuchenden Körper reflektiert oder weitergeleitet wird, kann von einem Spektralphotometer einzeln nach Frequenzen gemessen und, unterteilt in Helligkeit, Sättigung und Farbton, aufgezeichnet werden. Dabei handelt es sich um das gesamte sichtbare Spektrum. In Abgrenzung zu Forschungsspektrophotometern, die mit einer sphärischen Optik im Sinne einer 360°-Belichtung arbeiten, können im Mundraum lediglich sogenannte Reflexionsspektrophotometer zum Einsatz kommen. Hier erfolgt die Beleuchtung aus 45° und die Beobachtung aus 0° („45/0 Option“) [61]. Im Vergleich zur 0/45-Geometrie (Beleuchtung 0°, Beobachtung 45°) ist dies die einzige, für den klinischen Gebrauch sinnvolle Methode im Hinblick auf den limitierten Zugang der Mundhöhle [60]. Ein Spektralphotometer misst die von einem Objekt reflektierten Wellenlängen (Remissionswerte), welche sich über das gesamte Spektrum des sichtbaren Lichts (von infrarot bis ultraviolett) verteilen [60]. Reflektiertes oder durchgelassenes Licht wird an den Spektralanalysator weitergegeben, wo das Licht in die einzelnen Spektralfarben aufgeteilt wird. Lichtdetektor und Steuerelektronik können nun die Farbmessung vornehmen. Die Reflexionswerte werden in der Regel als Prozentsatz ausgedrückt, verglichen zu einem perfekt reflektierenden Diffusor mit einem Reflexionsgrad von 100%. Bei Verwendung für kolorimetrische Berechnungen werden sie als Dezimalfraktionen angegeben [65]. Damit ist die spektralphotometrische Analyse der digitalen Farbbestimmung nicht nur präziser, sondern ermöglicht auch eine Reproduktion der gemessenen Daten im Vergleich zur herkömmlichen visuellen Farbbestimmung mittels Farbskalen [66].

Zur Auswertung der mittels der spektralphotometrischen Analyse gewonnenen Daten bedient man sich folgender Gleichung:

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

(L* = Helligkeit von Weiß nach Schwarz, a* Rot-Grün-Achse (a*>0 = rot, a*<0 = grün), b* Gelb-Blau-Achse (b*>0 = gelb, b*<0 = blau))

Dabei beschreibt der Faktor ΔE aus dem L*a*b*-Farbsystem die Farbdifferenz zwischen einem Referenzzahn und einer gewählten Farbe und damit den kürzesten Abstand zwischen den zu vergleichenden Farben im CIE-L*a*b*-Farbraum. Somit

können Unterschiede, die durch die menschliche Wahrnehmung empfunden werden, beziffert und folglich objektiviert werden [61].

Idealerweise sollte der ΔE -Wert so klein wie möglich sein, was mit einer guten Farbübereinstimmung zwischen der ausgewählten Farbe und der Referenzfarbe korreliert (kleiner ΔE -Wert = hohe Farbübereinstimmung). Dabei sind ΔE -Werte nicht gerichtet, was bedeutet, dass sie nicht anzeigen, ob eine Farbe dunkler oder heller ist als eine andere. Eine klinisch akzeptable Farbübereinstimmung zwischen der ausgewählten Farbe und der Referenzfarbe liegt bei einem $\Delta L < 2,0$ und $\Delta E < 4,0$ vor. Es hat sich herausgestellt, dass ΔL (Helligkeit) den wichtigsten Parameter darstellt, da das menschliche Auge Helligkeitsunterschiede im Gegensatz zu Farbunterschieden sehr viel leichter wahrnehmen kann [61].

$\Delta E \leq 1$ wurde unter zahnmedizinischer Betrachtung als Grenzwert für einen Farbunterschied determiniert, der von 50% der Beobachter registriert wird. $\Delta E \geq 3,7$ gilt als der Grenzwert, ab dem 50% der Beobachter den wahrgenommenen Farbunterschied als klinisch inakzeptabel empfinden [67, 68].

2.4 Stellenwert der Farbe in der Zahnmedizin

2.4.1 Zahnfarbenbestimmung und Kommunikation

Rund sieben Millionen unterschiedliche Farbeindrücke, auch als Farbvalenzen bezeichnet, kann das menschliche Gehirn verarbeiten, welche sich in die Farbklasse der unbunten Farben (vom tiefsten Schwarz über verschiedenste Graustufen bis hin zum hellsten Weiß) und in die Farbklasse der bunten Farben (definiert durch die drei Farbdimensionen Farbton, Farbhelligkeit und Farbsättigung) differenzieren lassen [9]. Dennoch handelt es sich beim menschlichen Wahrnehmungsvermögen um ein gänzlich subjektives Empfinden und wird zudem in der Qualität der Farbwahrnehmung eines Objektes durch diverse Faktoren geformt oder gar manipuliert [60]. Zum einen zählen dazu physiologische bzw. pathologische

Parameter im Sinne einer möglichen gestörten Farbwahrnehmung wie beispielsweise eine Rot-Grün-Schwäche (Prot-/Deuteranomalie) oder -Blindheit (Prot-/Deuteranopie) oder sogar einer gänzlichen Farbenblindheit (Monochromasie). Auch psychologische Faktoren wie die Erwartungshaltung seitens des Betrachters können einen Einfluss auf die Farbwahrnehmung haben. Zum anderen besteht eine externe Abhängigkeit der Umgebungsfaktoren wie Beleuchtungsintensität, spektrale Zusammensetzung der Lichtquelle, räumlicher Kontrast, Betrachtungszeitdauer einer Farbe, unmittelbar zuvor wahrgenommene Farbreize (zeitlicher Kontrast) und Form- und Oberflächenstruktur des betrachteten Objekts [9].

Eine besonders entscheidende Rolle bei der Farbempfindung spielt jedoch die spektrale Zusammensetzung des auftreffenden Lichtes. Insbesondere Tageslicht weist je nach Sonnenstand, Jahreszeit und Witterung in seiner spektralen Konstellation Unterschiede auf. Diese Tatsache verdeutlicht die dringende Notwendigkeit einer normierten Lichtart, die im Zuge von (Zahn-) Farbbestimmungen verwendet werden kann. In Deutschland handelt es sich dabei um die in Europa als gültige Norm festgelegte Lichtart D 65 (D = daylight) mit einer Farbtemperatur von 6500 K (Kelvin) [9]. Dies entspricht dem Reflexionsgrad von bläulichem Tageslicht und enthält zudem eine UV-Komponente, die der besseren Bestimmung von fluoreszierenden Farben dient. Dennoch sichert ein farbkorrigiertes Licht noch keine präzise Farbbestimmung, was unter anderem an Beleuchtungskonflikten, beispielsweise verursacht durch in die Praxisräume einfallendes Tageslicht, aber auch an der sogenannten „Metamerie“ liegt [61, 69]. Dieses Phänomen besagt, dass zwei Körper unter gleichen äußeren Beleuchtungsbedingungen beim Betrachter dieselbe Farbempfindung erzeugen kann, jedoch unter anderen Beleuchtungsbedingungen mit veränderter spektraler Zusammensetzung durchaus differierende Farben besitzen können [67]. Dies kann der Fall sein, wenn eine Krone unter Glühlampenlicht farblich dem natürlichen Gebiss entspricht, bei farbkorrigiertem oder fluoreszierendem Licht hingegen nicht mehr. Ein gewisser Grad an Metamerie ist in den meisten Fällen unvermeidbar, auch wenn man die Farbbestimmung im Vorhinein unter unterschiedlichen Lichtverhältnissen durchgeführt hat. Aus diesem Grund ist es wichtig, den Patienten über diesen Effekt von künstlichen Zähnen im

Voraus aufzuklären. Keramik ist aus Sicht der Werkstoffkunde aufgrund der fluoreszierenden Eigenschaft unter UV-Licht in der Lage, den Metamerieeffekt zu verringern und damit das naturgetreue Aussehen von Kronen zu unterstützen [9, 61]. Im Praxisalltag stellt die erfolgreiche Zahnfarbenbestimmung eine permanente Herausforderung dar, denn Veränderungen der Praxisbeleuchtung, verschiedene Kontrasteffekte oder auch die Ermüdung der Augen können aus subjektiver Sicht zu optischen Täuschungen führen [53, 60, 63, 66]. Das Know-How des Zahnarzt und des Zahntechnikers spielen demnach eine entscheidende Rolle. Die herkömmliche Art und Weise der Farbbestimmung mithilfe von industriell konfektionierten Musterzähnen und Farbringen, sogenannten „Shade Guides“, wie sie seit über hundert Jahren praktiziert wird, verursacht durch die Subjektivität des jeweiligen Betrachters und die multifaktorielle Beeinflussung Unstimmigkeiten in der Farbübereinstimmung [70]. Dennoch ist die herkömmliche Methode der Farbbestimmung am weitesten verbreitet und kann, insbesondere als Ergänzung zur digitalen Farbbestimmung, durchaus ihre Vorzüge haben [61, 71]. Das Verfahren der herkömmlichen Zahnfarbenbestimmung kann in fünf Schritte unterteilt werden: Farbauswahl, Kommunikation, Interpretation, Herstellung und Überprüfung. Der Prozess der Farbauswahl beinhaltet die Frage nach der Grundfarbe (zervikaler, mittlerer und inzisaler Bereich), dem Grad der Opazität/Transluzenz, der Helligkeit und der Sättigung des Zahnes und sollte möglichst unter farbkorrigiertem Licht stattfinden [61]. Für die richtige Farbgebung ist eine eindeutige Kommunikation zwischen behandelndem Zahnarzt und Zahntechniker unabdingbar [71]. Referenzfotos und eine detaillierte Übermittlung der Farbinformationen sind dabei von integraler Bedeutung für die erfolgreiche Anfertigung eines ästhetisch ansprechenden Zahnersatzes. Die Interpretation beinhaltet den kritischen Blick auf den Zahnersatz vor einem grauen Hintergrund (Reflexionsgrad 18%) und die Erstellung einer Farbkarte für die Anfertigung der Restauration. Das Herstellungsverfahren erfordert neben der klinischen Nahaufnahme durch den Zahntechniker eine möglichst naturgetreue Nachbildung insbesondere auch der Oberflächencharakteristika wie Struktur, Glanz und Schimmer, denn selbst bei exakter Farbgebung kann hierdurch einer falscher Farbeindruck entstehen.

Schlussendlich wird bei der Einprobe der Keramikrestauration die Farbwirkung im Gesamtgefüge des natürlichen Gebisses überprüft [61]. Der Vita-Classical-Farbring (Vita, Bad Säckingen, Deutschland), das Vitapan 3D-Master®-Farbsystem (Vita) und Chromaskop (Ivoclar Vivadent®, Amherst, New York) gehören zu den am weitesten verbreiteten Systemen zur Farbquantifizierung. Man hat festgestellt, dass Helligkeitsbasierte Farbsysteme den farbtonbasierten überlegen sind, da das menschliche Auge auf Veränderungen der Helligkeit stärker anspricht als auf Änderungen im Farbton. Aus den oben genannten, vielmals subjektiven Aspekten der herkömmlichen Farbbestimmung haben Forscher nach Möglichkeiten der Objektivierung dieses Prozesses gesucht, die eine standardisierte und vor allem reproduzierbare Farbanalyse ermöglichen [66]. Die Notwendigkeit, das Prinzip der Zahnfarbenbestimmung zu revolutionieren, wurde durch eine Studie verdeutlicht, in der man feststellte, dass rund 80% der befragten Patienten einen Farbunterschied zwischen ihren natürlichen Zähnen und dem Zahnersatz feststellen können [72]. In mehreren klinischen Studien wurde bereits belegt, dass eine computergestützte Farbanalyse reproduzierbarer und präziser als die herkömmliche Farbbestimmung ist [66]. Die heutigen digitalen Farbbestimmungssysteme sollen einerseits dazu verhelfen, optische Täuschungen zu verhindern und andererseits exakte und reproduzierbare, objektive Farbinformationen zu liefern, die es dem Zahntechniker ermöglichen, ästhetisch harmonischen Zahnersatz herzustellen und diesen im Nachhinein auf seine Farbwirkung zu kontrollieren. Man unterscheidet die sogenannten Punktmessgeräte von den Flächenmessgeräten. Durch Punktmessgeräte wie das Easyshade®-System von Vita wird ein festgelegter Bereich der zu messenden Fläche in Größe der optischen Blendenöffnung (meist in etwa 3 mm²) ausgemessen. Die Vermessung entsteht durch die zugrunde liegende Technologie eines Spektrophotometers. Es misst die Menge sichtbaren Lichts, die von einem Objekt reflektiert wird und erfasst Helligkeit, Farbton und Sättigung des gesamten sichtbaren Spektrums [66, 71-75]. Für den klinischen Einsatz eignet sich aufgrund des eingeschränkten Zugangs der Mundhöhle bei Reflexionspektrophotometern eine Einstellung von 45/0, was die Beleuchtung aus 45° und Beobachtung aus 0° meint [60, 66, 67]. Spektrophotometer mit einer

sphärischen Optik und einer 360° Beleuchtung werden lediglich in der klinischen Forschung eingesetzt. Flächenmessgeräte wie das ShadeVision®-System von X-Rite (Grandville, USA) hingegen vermessen die komplette Zahnoberfläche. Hierbei handelt es sich um ein tristimulusbasiertes Farbmessgerät, ein sogenanntes Kolorimeter, welches die Reaktion des menschlichen Auges auf die erfassten Farbgebungen mithilfe von Rot-, Grün- und Blaufilter nachbildet [60, 75]. So erhält man, durch die Aufzeichnung der drei Datenpunkte Farbton, Helligkeit und Sättigung, eine topografische Karte mit den ausgemessenen Zahnfarben des entsprechenden Zahns, die je nach Bereich der Zahnoberfläche differieren [61]. Der Großteil der Farbmesssysteme zur digitalen Farbbestimmung gebrauchen den Faktor ΔE aus dem L*a*b*-Farbsystem der Commission Internationale de l'Éclairage (CIE). Dieser Faktor dient der Bestimmung der Farbdifferenz zwischen einem Referenzzahn und einer gewählten Farbe und beschreibt den geringsten Abstand zwischen den zu vergleichenden Farben im CIE L*a*b*-Farbraum [76]. Ein niedriger ΔE -Wert geht dabei mit einer hohen Farbübereinstimmung einher [61].

Die digitale Farbbestimmung erweist sich als weitaus weniger zeitraubend und subjektiv im Gegensatz zur herkömmlichen Zahnfarbenbestimmung und vereinfacht die (elektronische) Übermittlung der Farbinformationen vom behandelnden Zahnarzt zum Zahntechniker [77]. Die Auswertungen der Ergebnisse der digitalen Farbbestimmung sowie letztendlich die Herstellung des Zahnersatzes unterliegen jedoch immer noch der Subjektivität des Zahntechnikers. Eine Verbesserung der Farbbestimmung und Farbkommunikation ist in jedem Fall durch eine Kombination der digitalen und herkömmlichen Methode zu erreichen, was letztendlich für den ästhetisch-restaurativ tätigen Zahnarzt eine enorme Unterstützung bietet, um die Versorgung des Patienten mit ästhetisch ansprechendem und natürlich aussehendem Zahnersatz zu ermöglichen [61].

2.4.2 Reproduktion der Zahnfarbe

Trifft natürliches oder künstliches Licht auf die Zahnoberfläche auf, wird dieses vom Zahnschmelz und dem darunter liegenden Dentin gestreut und reflektiert [78]. Dieses

Phänomen bestimmt je nach Aufbau der Zahnhartsubstanz die optischen Eigenschaften natürlicher Zähne [6, 79]. Die eigentliche Zahnfarbe wird durch die Farbe des Dentins bestimmt. Der Zahnschmelz moduliert die Farbwahrnehmung durch seine Schichtdicke und eine mehr oder weniger ausgeprägte Transparenz [8]. Die möglichst naturgetreue Reproduktion dieser charakteristischen Merkmale stellt in der ästhetischen Zahnheilkunde sowohl für den Zahnarzt als auch den Zahntechniker immer wieder eine große Herausforderung dar [1-5]. Die heute verfügbaren Dentalkeramiken haben das Potenzial, das optische Erscheinungsbild natürlicher und gesunder Zahnhartsubstanz detailgetreu nachzubilden [6, 7]. Dabei hat die Interaktion von Glasmatrix und Mikrokristallen in der Zusammensetzung der Keramik einen maßgeblichen Einfluss auf die Festigkeit, Farbe und letztlich auch die Transluzenz. Je niedriger der kristalline Anteil in der Keramik, desto höher die Transluzenz, was wiederum die naturgemäße Reproduktion der gewünschten Zahnfarbe durch Transparenz und Fluoreszenz ermöglichen kann. Eine große Kristalldichte hingegen hat eine weißlich-opake und damit unästhetische Wirkung, bietet sich dennoch aufgrund der hohen Biegefestigkeit hervorragend als Gerüstmaterial an [9]. Hochtransluzente Keramiken bringen eine hohe Lichtstreuung mit sich, was wiederum zwangsläufig dazu führt, dass die darunterliegenden Strukturen einen verhältnismäßig hohen Einfluss auf das resultierende Farbergebnis der Restauration ausüben [80]. Die jeweils charakteristischen Eigenschaften des Kronenmaterials spielen demnach eine entscheidende Rolle, wenn es um die Maskierung devitaler, verfärbter Zahnstümpfe oder Metall-Abutments geht [12]. Aber auch die verwendete Keramikfarbe, Keramikstärke und die Farbe des Befestigungszementes stellen mehr oder weniger einflussreiche Faktoren auf das optische Verhalten vollkeramischer Restaurationen dar, was in diversen in-vitro Studien entsprechend analysiert und präsentiert wurde [6, 13-17]. Hierfür wurden eigens dafür hergestellte Keramikprobekörper, Kronen oder Veneers aus unterschiedlichen Vollkeramikarten verwendet, die mittels eines Spektralphotometers oder Kolorimeters optisch erfasst und ausgemessen wurden.

Die Keramikstärke einer herkömmlichen Einzelzahnkrone beträgt durchschnittlich 1,0 mm im Bereich des Zahnhalses und erhöht sich allmählich bis auf 2,0 mm in

Richtung Schneidekante [6]. Mit zunehmender Keramikstärke wird weniger Licht durch die darunter liegenden Strukturen und entsprechend mehr durch die Keramikkrone an sich reflektiert, sodass sich infolgedessen die Opazität der Keramik erhöht [14, 15]. Chaiyabutr et al. und Niu et al. konnten im Rahmen einer in-vitro Studie belegen, dass eine steigende Keramikstärke einen Einfluss auf das Endfarbergebnis hat, was sich in niedrigeren ΔE -Werten bestätigte. Unter allen Testgruppen wurden die niedrigsten ΔE -Werte bei Keramikstärken mit 2,5 mm dokumentiert [6, 81]. In einer Studie über den Einfluss des Abutmentmaterials und der Keramikstärke auf die optischen Eigenschaften von Zahnrestorationen kamen Jirajariyavej et al. zu dem Ergebnis, dass lediglich eine Keramikstärke von 2,5 mm einer hochtransluzenten Keramik über einem gelblichen Zirkoniumoxidabutment zu klinisch akzeptablen Ergebnissen führte ($\Delta E < 3$) [7]. Turgut et al. kamen in einer in-vitro Studie über Veneers zu einem ähnlichen Ergebnis: für eine Keramikstärke von 1,0 mm wurden unter allen Testgruppen grundsätzlich niedrigere ΔE -Werte dokumentiert im Vergleich zu Veneers mit einer Keramikstärke von 0,5 mm [17]. Dozic et al. hingegen fanden heraus, dass keramische Veneers mit einer Keramikstärke von 0,6 mm, unabhängig von der Farbe des Befestigungsmaterials, nicht in der Lage waren, die darunterliegende Stumpffarbe zu maskieren [82]. Chaiyabutr et al. stellten zudem fest, dass bei dunkelfarbigem Zahnstümpfen und Keramikkrone mit einer Keramikstärke von 1,0 mm in Kombination mit transluzentem oder opakem Zement beziehungsweise mit einer Keramikstärke von 1,5 mm in Kombination mit transluzentem Zement sämtliche ΔE -Werte im klinisch inakzeptablen Bereich mit $\Delta E > 3,7$ lagen [6]. Vichi et al. und Nakamura et al. belegten jeweils beide in ihren in-vitro-Untersuchungen mit IPS Empress® Restaurationen, dass die Farbe des Zahnstumpfes keine Beeinflussung auf das Endfarbergebnis zeigt, wenn die Keramikstärke mehr als 1,5 mm beträgt [14, 15]. Einige Studien empfehlen sogar eine Keramikstärke von mindestens 2,0 mm, um unerwünschte Effekte der darunterliegenden, eventuell verfärbten Zahnstrukturen oder metallischen Abutments ausschließen zu können, was in vielen klinischen Fällen aufgrund des Platzmangels oder Gefahr der Pulpaeröffnung nicht realisierbar ist [14, 41, 83]. In der Studie von Pires et al. geht hervor, dass es ratsam sei, für

metallische Substrukturen lediglich Keramikkrone zu verwenden, die eine hohe Opazität aufweisen, da es sonst zu klinisch inakzeptablen Ergebnissen kommt [84]. Eine weitere Variable im Hinblick auf die Beeinflussung der Farbe der Restauration ist die Keramikfarbe an sich. In der vorliegenden Literatur wird jedoch kaum über die Auswirkungen der Keramikfarbe auf die Farbrealisation berichtet, da sich die meisten in-vitro-Untersuchungen auf die Faktoren Keramikstärke, Keramiktransluzenz, Farbe des Befestigungsmaterials und Stumpf-/Abutmentfarbe konzentrieren [6, 56]. Wie bereits zuvor erwähnt, hat der Anteil der Kristallpartikel im Verhältnis zur Glasphase durch die Lichtabsorption und -streuung einen maßgeblichen Einfluss auf die Transluzenz: umso niedriger der kristalline Anteil, desto höher die Transluzenz der Restauration. Der Grad der Komplexität hinsichtlich der Farbbestimmung steigt mit zunehmender Transluzenz, da man umso mehr die Farbe der darunter liegenden Strukturen beachten und mit einkalkulieren muss [14, 56]. Die Stumpf-/Abutmentfarbe wird in der vorliegenden Literatur als das wichtigste Kriterium im Zusammenspiel der einzelnen Komponenten, die auf die Farbrealisation vollkeramischer Restaurationen wirken, beschrieben [56]. Generell wurde festgestellt, dass es zu höheren ΔE -Werten kommt, je dunkler die darunter liegende Struktur ist, was insbesondere bei dunklen Stumpffarben auch klinisch wahrnehmbar war ($\Delta E > 2$) [6, 76]. Laut der Studie von Nakamura et al. hatte ein Metallaufbau jedoch keinen Effekt auf das optische Erscheinungsbild, wenn die Kronenstärke mehr als 1,6 mm beträgt [15]. Auf ein ähnliches Ergebnis kamen auch Vichi et al.: betrug die Keramikstärke mehr als 1,5 mm, hatte die darunter liegende Struktur keinen signifikanten Effekt auf die Farbwirkung der Restauration [14]. Auch bei Implantatversorgungen kommt es durch den Einsatz von Abutments aus unterschiedlichen Materialien besonders im ästhetisch anspruchsvollen Frontzahngebiet je nach klinischer Situation zu Herausforderungen hinsichtlich der korrekten Farbauswahl, unter anderem auch aus dem Grund, dass Abutments aus Titan aufgrund der guten Ergebnisse hinsichtlich biologischer und mechanischer Vorzüge immer noch als Goldstandard gelten [13, 19]. Grundsätzlich ist das Erscheinungsbild von Vollkeramikkrone auf Zirkoniumdioxid-Abutments heller als auf Abutments aus Titan oder Gold-Palladium, was durch eine erhöhte Absorption

und geringere Reflektion des eintreffenden Lichts durch das Metall zu erklären ist. Im Gegensatz zu den oben genannten Ergebnissen von Nakamura et al. und Vichi et al. kamen jedoch Dede et al. in ihrer in-vitro Studie zu dem Resultat, dass eine Kronenstärke von 1,5 mm nicht ausreichend war, um die dunklen Farbeffekte von Titan-Abutments und Gold-Palladium-Abutments zu maskieren [13]. Folglich ist es ratsam, besonders bei stark verfärbten Stümpfen, metallischen Aufbauten oder Implantat-Abutments aus Titan eine entsprechende Keramikstärke von mehr als 1,5 mm zu berücksichtigen, sollte dies durch entsprechende Voraussetzungen wie ein ausreichendes Platzangebot und angemessene Präparationsmaßnahmen möglich sein. Handelt es sich um Implantatrestorationen, wäre von vorneherein ein Abutment aus Aluminiumoxid oder Zirkoniumdioxid zu bevorzugen. Diese sind bereits in verschiedenen Farbnuancen erhältlich. Ergebnisse über die Auswirkungen verschiedenfarbiger Zirkoniumdioxidabutments auf die Farbrealisation vollkeramischer Restaurationen liegen jedoch zum aktuellen Zeitpunkt nur vereinzelt in der Literatur vor. Dede et al. berichteten in einer Studie über den Einfluss des Abutmentmaterials auf die Farbe verschiedener Keramiksyste, dass sich Zirkoniumdioxid im Hinblick auf die Farbrealisation als das am geeignetste Abutmentmaterial für implantatgetragene Vollkeramikrestauration erwies, wohingegen die Kombination Titanabutment und Lithiumdisilikat-Keramikkrone stets zu klinisch inakzeptablen Ergebnissen führte ($\Delta E > 2,25$) [46].

Zuletzt kann auch die Farbe des Befestigungszement je nach klinischer Situation die Farbwirkung der vollkeramischen Restauration positiv wie auch negativ beeinflussen, wenngleich es auch die unwichtigste Komponente hinsichtlich des Farbeinflusses darstellt [56]. Nichts desto trotz kann das Befestigungsmaterial durchaus einen beeinflussenden Faktor darstellen, wenn es sich um zementierte, implantatgetragene Restaurationen handelt, die auf Vollkeramikabutments befestigt werden sollen. Im Falle von Metallabutments kann letztendlich nur eine geringe Modifikation durch die Farbe, Transluzenz und auch Dicke des Befestigungsmaterials angenommen werden [6, 13, 80]. Auch bei Keramikstärken, die weniger als 1,5 mm betragen, kann die Farbe des Befestigungsmaterials durchaus einen beeinflussenden Faktor darstellen [6, 14, 56]. In mehreren Studien konnte belegt werden, dass das

Befestigungsmaterial nicht im Stande war, die Farbe der darunter liegenden Strukturen zu maskieren und damit die finale Farbe der Restauration signifikant zu beeinflussen [6, 13, 14, 85]. Andere Untersuchungen deuteten jedoch daraufhin, dass durchaus ein signifikanter Einfluss der Farbe des Befestigungsmaterials auf vollkeramische Restaurationen besteht [56, 86, 87]. In der in-vitro-Untersuchung von Dede et al. stellte sich heraus, dass ein statistisch signifikanter Unterschied zwischen dem weiß-opaken Zement und den anderen Zementgruppen für Zirkoniumdioxid- und Titanabutments besteht: Während die ΔE -Werte für die Verwendung von weiß-opakem Zement auf einem Zirkoniumdioxidabutment signifikant stiegen, verringerten sie sich bei Verwendung des gleichen Zements auf einem Titanabutment [13]. Der gleiche Effekt zeigte sich auch in der in-vitro Studie von Chang et al. und Capa et al. Dementsprechend ist davon auszugehen, dass der Einsatz eines weiß-opaken Befestigungsmaterials prinzipiell hilfreich dabei ist, das dunkle Erscheinungsbild eines Metallabutments zu maskieren [12, 13]. Dieses Ergebnis wurde auch in einer aktuelleren Studie von Czigola et al. belegt: in einigen Fällen verhalf ein weiß-opakes Befestigungsmaterial die darunterliegenden, dunkleren Zahnstrukturen zu maskieren [88]. Die vorliegenden Widersprüche in den Ergebnissen der einzelnen Studien lassen sich am ehesten durch die Verwendung unterschiedlicher Materialien und Restaurationsarten erklären.

Keramikart, Keramikstärke, Stumpf-/ Abutmentfarbe, Keramikfarbe, Farbe des Befestigungsmaterials und die Restaurationsart verkörpern die wesentlichen Einflussfaktoren für die Farbrealisation von Vollkeramikrestorationen wie Kronen und Veneers. Ziel dieser in-vitro-Studie ist es, anhand von Frontzahn-Abutmentkronen des IPS e.max CAD-Systems in Kombination mit dem Atlantis™ Abutment-System und dem Befestigungsmaterial Variolink® Esthetic der Firma Ivoclar Vivadent® den summierenden Effekt von Abutmentfarbe, Zementfarbe, Keramikfarbe und Keramikstärke auf die finale Restaurationsfarbe zu untersuchen und in einen praxisnahen Bezugsrahmen zu setzen. Dies soll im klinischen Alltag dem behandelnden Zahnarzt dazu verhelfen, entsprechend definierte Farbparameter unter den vorgegebenen Umständen vorhersagbar bestimmen zu können.

2.4.3 Ästhetische Richtlinien und Harmonie

Das Streben nach ästhetisch ansprechenden und möglichst naturgetreuen, konservierenden und prothetischen Zahnrestorationen nimmt aufgrund der wachsenden Bedeutung eines ästhetischen und harmonischen Lachens und seines Einflusses auf die individuelle Lebensqualität in der Zahnmedizin einen immer größer werdenden Stellenwert an [9]. Dabei hat die Attraktivität des Gesichts einen maßgeblichen Einfluss auf die Akzeptanz im sozialen Umfeld, das Selbstvertrauen und Selbstbewusstsein und damit auch auf die Entwicklung des eigenen Selbstbilds [89]. So fanden Davis et al. in einer Studie über die psychologischen Effekte ästhetischer Zahnbehandlung heraus, dass beispielsweise ästhetische Frontzahnrestorationen wie Veneers mit einer Verbesserung der Lebensqualität und einer Steigerung des Selbstwertgefühls des Patienten einhergehen [90]. Prothetischer Zahnersatz soll demnach neben der Rehabilitation der mastikatorischen und phonetischen Funktion insbesondere auch, beispielsweise durch Verfärbungen oder gar Zahnverlust bedingte ästhetisch negative Veränderung im stomatognathen System, die ästhetische Funktion wiederherstellen. Dabei hängen die Wahrnehmung und Bewertung der ästhetischen Wirkung zahnärztlicher Restauraionsmaßnahmen im Gegensatz zur Rehabilitation des kaufunktionellen und phonetischen Aspekts vom meist unbewussten, subjektiven Empfinden und von der Interpretation des jeweiligen Betrachters ab, wobei auch kulturelle Aspekte einen nicht unbedeutenden Einfluss darauf ausüben. Der Begriff „Ästhetik“ leitet sich aus dem Griechischen ab (aisthesis = Wahrnehmung) und kann heute am ehesten mit „Lehre von den wertenden, erlebnisbezogenen Sinnesempfindungen“ übersetzt werden. Einige grundlegende ästhetische Prinzipien finden sich dabei auch in den dentalen, dentofazialen und fazialen Kompositionen wieder [9]. Die „Symmetrie“ bezieht sich im Mund-Kiefer-Gesichts-Bereich auf die sogenannte dynamische Symmetrie, da die statische Symmetrie, sprich die Eigenschaft eines spiegelgleichen Bildes entlang einer gedachten Mittellinie, im menschlichen Körper nicht vorkommt [91]. Hier geht es demnach um zwei sehr ähnliche, aber nicht identische Gesichtshälften, die sich gegenüberstehen, was einen natürlichen und lebendigen Effekt erzeugt. Im Bereich der restaurativen Zahnheilkunde geht jedoch die

dynamische Symmetrie schleichend in eine Disharmonie, also in ein Ungleichgewicht über, wenn sich beispielsweise analoge Zähne oder Zahnrestorationen in Form und Farbe voneinander unterscheiden und somit optisch-wahrnehmbare Unterschiede zwischen linkem und rechtem Zahnbogen entstehen, die sich entsprechend negativ auf die dentofaziale und damit auch faziale Harmonie auswirken. Die „Harmonie“ ist ein weiterer Aspekt, der jedoch nicht automatisch an die Präsenz einer statischen Symmetrie gekoppelt ist, denn trotz vorhandener Asymmetrien kann durch den Gesamteindruck ein visuell ausgeglichenes, harmonisches Aussehen entstehen. Ein weiteres wichtiges Kriterium für die ästhetische Empfindung stellt die Dominanz eines Merkmals innerhalb einer Komposition dar, wie beispielsweise der im Frontzahnbereich dominierende mittlere Schneidezahn bei vorhandener Harmonie. Abschließend kann also eine Komposition als ästhetisch charakterisiert werden, wenn eine visuelle Harmonie von Proportionen, eine (dynamische) Symmetrie und ein optisch dominierendes Merkmal vorhanden ist [9]. Bestehen Disharmonien in einer oder mehreren fazialen Kompositionen, stören diese die Symmetrie und Harmonie des ästhetischen Gesamteindruckes und werden entsprechend vom jeweiligen Betrachter als störend empfunden [9]. Zusammenfassend lässt sich ein Lächeln als harmonisch in dentofazialer Symmetrie mit folgenden Kriterien charakterisieren: Die durch beide Mundwinkel verlaufende gedachte Verbindungslinie verläuft parallel zur Bipupillar- und Okklusionsebene. Der beim Lächeln sichtbare Anteil wird in zwei optisch gleichwertige Hälften durch eine durch die Frontzahnmitte verlaufende Mittellinie geteilt. Die Oberkiefer-Eckzahnspitzen stehen leicht auf der Unterlippe auf und der obere Rand der Unterlippe läuft möglichst parallel zur gedachten, konvex verlaufenden Inzisallinie der sichtbaren Oberkieferzähne. Der sogenannte „Bukkalkorridor“, ein nach posterior hin dunkel werdender Bereich zwischen den Bukkalflächen der Oberkieferseitenzähne, dem Mundwinkel und der Wangeninnenfläche, ist jeweils auf der rechten und linken Seite in etwa gleich groß. Die Morphologie der Zähne an sich haben neben den optischen Effekten der umgebenden Weichteile einen ebenso großen Einfluss auf das ästhetische Gesamtbild der Mundregion [9]. Dabei spielen sowohl die Zahnform, -farbe, -größe und -stellung als auch die Oberflächenstruktur, Opazität, Transparenz

und Transluzenz eine mehr oder weniger große Rolle [9, 92]. Eine gute Farbübereinstimmung zwischen natürlichen und künstlichen Zähnen bewirkt in aller Regel eine Verbesserung des ästhetischen Gesamtergebnisses und lässt das Gesamtbild harmonisch aussehen [12].

Insgesamt ergibt sich im Zusammenwirken der Zähne und der umgebenden Weichteile (dentofaziale Komponente) einerseits und der Gesamtkomposition (Gesicht) andererseits ein entsprechendes Bild, welches dem jeweiligen Betrachter einen mehr oder weniger bewussten ästhetischen Gesamteindruck vermittelt [9].

3 Material

3.1 Aufbau Modell

Zur Vorbereitung der vorliegenden in-vitro Studie wurde durch das Dental-Labor Teuber GmbH, ansässig in 64293 Darmstadt, ein Modellkoffer zusammengestellt, welcher folgende Materialien beinhaltet:

2x Frasaco Grundmodell (Frasaco GmbH, Tettang, Deutschland) Ag3 mit 3x Astra Tech OsseoSpeed TX Profile Laboranalog (Dentsply Sirona, York, USA)

2x Frasaco Anschlussplatte für Phantomkopf

4x Atlantis Abutment (Dentsply Sirona) Zirkondioxid vier Farbstufen Shade 00, 10, 20, 30

1x Atlantis Abutment GoldHue

3x Provisorische Profile Abutments

Zahn 13, 12, 11, 21, 22, 23 Kunststoffkrone monolithisch VITA (Vita Zahnfabrik H. Rauter GmbH & Co. KG, Bad Säckingen, Deutschland) Zahnfarbe 2M2

1x Werkzeug (einschrauben) zur Entnahme der Laboranaloge

1x Gingivamaske individuell für Implantate eingesetzt

1x Osseomaske individuell für Abdeckung Implantat

1x Gingivamaske Standard von Frasaco

Zahn 21, 22, 23 aus Metall zur Simulation von Stiftaufbau NEM

Werkzeugsatz und Zubehör für Anschluss an Phantomkopf

1x Pinzette

1x Kreuzschraubendreher

Frasaco Zähne 13, 12, 11, 21, 22, 23 nicht präpariert

Frasaco Zähne 21, 22, 23 Veneer Präparation

Frasaco Zähne 21, 22, 23 Kronen Präparation

10x Schraube für Frasaco Zähne

Zahn 21, 22, 23 präpariert für Veneer und Krone hergestellt aus VITA VM LC Base Dentin in den Farben 1M1 bis 5M3



Abbildung 3 Modellkoffer mit Zubehör

Das für die Versuchsreihe modifizierte Oberkiefer-Standard-Frasaco-Modell mit einer Knochenmanschette aus Kunststoff („Osseomaske“), die sich von regio 11 bis regio 13 erstreckt, weist in regio 11, 12 und 13 jeweils ein inseriertes Implantat des Astra Tech Implant System™ auf. Hierbei handelt es sich um OsseoSpeed™ Profile TX-Implantate mit abgeschrägter Schulter nach vestibulär der Firma Dentsply Sirona (Durchmesser 4,5 mm). Die Messungen der vorliegenden Arbeit wurden in regio 11 durchgeführt.



Abbildung 4 Frasacomodell Oberkiefer mit eingeschraubtem Zirkondioxid-Abutment Shade 00 in regio 11

In den übrigen Regionen wurde das Standard-Modell von Frasaco nicht modifiziert. Das Atlantis™ Abutment-System für zementierbare Restaurationen bietet sechs verschiedene Colorationen („Shades“), von denen fünf zur Vermessung der entsprechenden Farbgebung verwendet wurden. Diese werden im Folgenden aufgelistet:

- Titan, aus massiven Titanlegierungsrohlingen gefräst, Titanlegierung 6Al-4V (Grad 5)
- Zirkoniumdioxid, aus massiven Zirkondioxidrohlingen gefräst, Yttrium-stabilisierte tetragonale Zirkoniumdioxid-Polykristalle (Y-TZP), in vier verschiedenen Farben:
 - Shade 00
 - Shade 10
 - Shade 20
 - Shade 30



Abbildung 5 Die fünf verschiedenen Abutments von links nach rechts: Titan, Zirkoniumdioxid Shade 00, Shade 10, Shade 20, Shade 30

Die individualisierten Atlantis-Abutments für zementierbare Kronen werden mithilfe der Software ATLANTIS VAD™ (Virtual Abutment Design) auf Basis der endgültigen Zahnform entworfen, sodass neben optimaler Funktionalität auch ein natürlicheres ästhetisches Ergebnis erzielt wird. Dafür wird das einartikulierte Meistermodell mit abnehmbarer Zahnfleischsilikonmaske mithilfe eines 3D-Scans in ein dreidimensionales Bild umgesetzt. Dieses dient als Ausgangsbasis zum virtuellen Entwurf des gewünschten Abutments-Designs, welches daraufhin mittels des CAM-Verfahrens gefräst wird.

3.2 Herstellung der Kronen

Die Anfertigung der vollanatomischen Kronen aus Vollkeramik erfolgte im zahntechnischen Labor der Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik und Werkstoffkunde (Universitätsmedizin der Johannes Gutenberg-Universität Mainz) mithilfe des CAD/CAM-Verfahrens (computer-aided design/computer-aided manufacturing). Unter Verwendung der Software inLab SW4.0 (Dentsply Sirona) wurde zunächst das

Modell, einschließlich des Abutments, welches in Form und Größe unabhängig des Materials dasselbe war, mithilfe des InEos Blue Scanners (Dentsply Sirona) optisch erfasst. Daraufhin wurde ein computerunterstütztes, virtuelles Modell erstellt, auf dessen Grundlage drei Kronen für regio 11 in den Stärken 1,0 mm, 1,5 mm und 2,0 mm (Messpunkt: mittleres vestibuläres Kronendrittel) designt wurden. Die Fertigung der Kronen erfolgte mit der Fräseinheit inLab MC XL von Dentsply Sirona. Die verwendeten Schleifinstrumente waren folgende:



Abbildung 6 Schleifinstrumente Step Bur 12 S (links) und Cylinder Pointed Bur 12 S (rechts)

Diese wurden zur Gewährleistung des gleichbleibenden Substanzabtrages nach jeweils fünf Schleifvorgängen ausgetauscht. Bei fälligem Wasserwechsel wurde die Flüssigkeit im Wassertank in vorgeschriebener Dosierung mit dem Schleifzusatz Dentatec Pro-CAD (Dentsply Sirona) neu angesetzt. Zudem wurden bei jedem vierten Wasserwechsel die beiden Filter durch zwei neue ersetzt.

Das verwendete Material ist eine Lithiumdisilikat-Keramik (LS₂) für CAD/CAM-gefertigte vollkeramische Restaurationen der Firma Ivoclar Vivadent® (Schaan, Liechtenstein) mit dem Herstellernamen IPS e.max CAD. Es handelt sich um ein in langjährigen Studien klinisch bewährtes Material, welches mit 360-400 MPa eine 2,5-3-mal höhere Festigkeit als andere Glaskeramiken aufweist. Das Indikationsspektrum ist breit gefächert: es lassen sich sowohl kleinere Restaurationen wie Veneers, Inlays, Onlays und Teilkronen als auch größere Versorgungen wie Einzelzahnkronen, 3-gliedrige Frontzahn- und Prämolarenbrücken, Hybrid-

Abutments sowie auch Implantat-Suprakonstruktionen im Sinne von einzelnen Kronen und 3-gliedrigen Brücken herstellen. Die oben genannten Versorgungen können monolithisch, also vollanatomisch, gefräst und daraufhin mittels Mal-, Cut-back- oder Schichttechnik individualisiert werden. Auch Kronen und 3-4-gliedrige Brücken im Molarenbereich können mittels CAD-ON-Technik (hochfestes IPS e.max ZirCAD-ZrO₂-Gerüst mit einer IPS e.max CAD-LS₂-Verblendstruktur) gefertigt werden. Demnach stellt das verwendete Material eine höchästhetische Alternative sowohl zu monolithischen Zirkondioxid- als auch zu konventionellen VMK-Restaurationen (Verbund-Metall-Keramik) dar. IPS e.max CAD ist in vier verschiedenen Transluzenzstufen („HT“ **high translucency**, „MT“ **medium translucency**, „LT“ **low translucency**, „MO“ **medium opacity**) sowie drei verschiedenen Impulse-Farben (opaleszierend, B1, BL3, BL4), in sechs verschiedenen Blockgrößen (I12, C14, C16, B32, B40, B40L) sowie in den VITA classical Zahnfarben A1-D4 und Bleached-BL-Farben (BL1, BL2, BL3, BL4) erhältlich.

Die Keramikronen wurden im sogenannten Slow Speed-Modus geschliffen. Nach Beendigung des Schleifvorganges wurden die Kronen zunächst mithilfe von Okklusionsspray auf das Abutment aufgepasst, sodass der Kronenrand mit dem Rand des anatomischen Abutments passgenau abschließt und im mittleren Kronendrittel mit einem Tasterzirkel auf die erforderliche Dicke zur Qualitätskontrolle überprüft. Die Politur erfolgte mit dem 2-stufigen Diamant-Poliersystem StarTec der Firma Edenta (Edenta AG, Au, Schweiz). Im Anschluss daran wurden die Kronen unter Verwendung des IPS e.max CAD Crystall/Glaze Sprays (gebrauchsfertiges Glasurspray der Firma Ivoclar Vivadent®) einem Kristallisations- und Glanzbrand unterzogen (Brennofen: Programat EP 5000 der Firma Ivoclar Vivadent®, Brennprogramm: P81 Kristallisation/ Glanz LT/MT/HT bei 840°C), nachdem die Kronen mit dem IPS Object Fix Flow (Ivoclar Vivadent®) auf dem Brennträger fixiert wurden. Im Anschluss wurde nochmals jede einzelne Krone im festgelegten Messbereich (mittleres vestibuläres Kronendrittel) auf seine Dicke unter Zuhilfenahme eines Tasterzirkels geprüft.

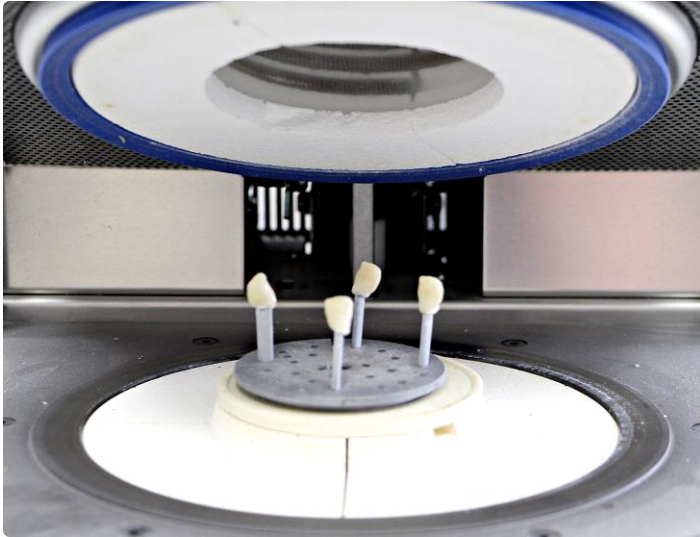


Abbildung 7 Kronen nach Kristallisation/Glanzbrand auf dem Brennträger

Insgesamt wurden 120 LS₂-Rohlinge in der Blockgröße C14, davon 75 in der Transluzenzstufe LT (low translucency) und 45 in der Transluzenzstufe HT (high translucency), benötigt. Es wurden jeweils 15 Kronen in den Zahnfarben A1, A2, A3, A3,5 und B2 in LT und A1, A2 und A3 in HT angefertigt, von denen jeweils 5 in den Stärken 1,0 mm, 1,5 mm und 2,0 mm vorhanden sind. Insgesamt wurde also jede der oben genannten Zahnfarben in jeder Dicke fünf Mal gefräst, was eine Gesamtzahl von 120 Kronen ergibt.



Abbildung 8 IPS e.max Kronen in LT (hintere Reihe v.l.n.r.: A1, A2, A3, A3,5, B2) und HT (vordere Reihe v.l.n.r.: A1, A2, A3) in der Kronendicke 1,5 mm



Abbildung 9 IPS e.max Kronen mit Blick auf das „Kroneninnere“ zur Veranschaulichung der verschiedenen Kronendicken, v.l.n.r.: 1,0 mm, 1,5 mm und 2,0 mm

3.3 Try-in Pasten

Neben der Abutmentfarbe und Kronenfarbe, der Transluzenz und der Dicke der Kronen stellt die Zementfarbe die fünfte Komponente der untersuchten Parameter dar. Die wasserlöslichen Try-in Pasten auf Glycerin-Basis des ästhetischen Befestigungscomposites Variolink® Esthetic DC der Firma Ivoclar Vivadent® finden in der vorliegenden Studie Anwendung und sollen in der Praxis eine Erleichterung der Farbauswahl und ein Überprüfen der Farbwirkung vor dem definitiven Eingliedern ermöglichen.

Variolink® Esthetic DC ist dualhärtend und steht in fünf verschiedenen Farben zur Verfügung, welche nach ihrer Farbwirkung benannt sind: dabei dienen die zwei „Light-Farben“ („Light“ und „Light+“) der gezielten Aufhellung, die beiden „Warm-Farben“ („Warm“ und „Warm+“) der gezielten Abdunkelung der einzugliedernden Restauration. Die Farbe „Neutral“ ermöglicht dank ihrer hohen Transluzenz eine farbneutrale Befestigung der Restauration. Dieses Befestigungssystem eignet sich zur definitiven Befestigung von Glaskeramik-, Lithium-Disilikatkeramik- sowie Composite-Restaurationen (Inlays, Onlays, Teilkronen, Kronen, Brücken).



Abbildung 10 Die Try-in Pasten des Befestigungscomposites Variolink® Esthetic der Firma Ivoclar Vivadent®, v.l.n.r.: Light+, Light, Neutral, Warm und Warm+



Abbildung 11 Herausgedrückte Try-in Paste zur Veranschaulichung der Farbunterschiede, v.l.n.r.: Light+, Light, Neutral, Warm und Warm+

3.4 *Farbmessgerät*

Die Farbbestimmung erfolgte im Sinne einer spektralphotometrischen Analyse mithilfe des digitalen Zahnfarbbestimmungsgerät VITA Easyshade® Advance 4.0 (VITA Zahnfabrik, Bad Säckingen, Deutschland), welches aus einem Handstück, einer Basisstation mit Kalibrierblockhalter und einem Netzteil mit Universal-Adaptersatz besteht. Der Messbereich beschränkt sich auf Wellenlängen zwischen 400 und 700 nm. Im Inneren der Messspitze des Handstücks befindet sich neben drei spektrophotometrischen Einheiten eine fiber-optische Sonde, die der Beleuchtung (Lichtart D65) und Erfassung der Zahnfarbe dienen. Integrierte Winkel- und Bewegungssensoren kontrollieren die korrekte 90°-Positionierung der

Messspitze zur Restaurationsoberfläche. Die spektrale Auflösung liegt im Bereich von 25 nm. Der Messbereich beträgt 5 mm bei einem Betrachterwinkel von 2°. Die von der Sonde gemessene Zahnoberfläche weist eine Größe von 19,63 mm² auf. Die Messungen wurden im Betriebsmodus „Grundfarbmessung“ (Einzelzahnmodus) zur Ermittlung der grundsätzlichen Zahnfarbe vorgenommen. Die Betriebsmodi „Mittelungsmessung“, „Bereichsmessung“ oder „Messung an keramischen Restaurationen“ kamen nicht zum Einsatz. Das Messergebnis wird als VITA classical- und VITA SYSTEM 3D-MASTER-Farbe angezeigt. Alle 16 VITA classical A1-D4 und 29 VITA SYSTEM 3D-MASTER Farben (Basic Level) sind im Betriebsmodus „Grundfarbmessung“ messbar. Die erfassten Daten wurden per Kabelverbindung (Micro-USB-Schnittstelle) mit einem Computer in die entsprechende Software (VITA Easyshade Helper) des Herstellers VITA übermittelt und in Textdokumenten abgespeichert, mithilfe derer die Datenweiterverarbeitung im Programm Microsoft Excel und die statistische Auswertung mit IBM SPSS Statistics 23 vorgenommen werden konnte.



Abbildung 12 Digitales Zahnfarbbestimmungsgerät Easyshade® Advance 4.0 der Firma VITA

4 Methode

4.1 Versuchsaufbau

Nach Abschluss der oben beschriebenen Vorbereitungen konnte mit den spektralphotometrischen Messungen begonnen werden. In einer Lichtbox (MacBeth Judge II der Firma X-Rite, Grand Rapids, Michigan, USA) wurden die Messungen unter der Lichteinstellung „Day“ mithilfe des VITA Easyshade® Advance 4.0 am Frasaco-Modell durchgeführt. Damit sollten verfälschte Messergebnisse aufgrund unterschiedlicher Belichtungen durch tageszeitliche Schwankungen des natürlichen Sonnenlichts vermieden werden. Der Modus „Day“ steht für „Tageslicht“ und weist eine Farbtemperatur von 6500 °K auf. Die Messungen der vorliegenden Studie wurden demnach unter standardisierten Lichtverhältnissen durchgeführt. Das Modell wurde folgendermaßen vorbereitet: das Abutment wurde mittels passender Schraube auf das Implantat geschraubt und die Kronen wurden nacheinander in Reihenfolge aufsteigend nach Farbe und Dicke mit der entsprechenden Try-in Paste blasenfrei gefüllt und auf das Abutment gesteckt; Überschüsse wurden sorgfältig entfernt. Die Messreihenfolge richtete sich nach der Farbe der Try-in Paste: Zunächst wurden alle Kronenfarben und -dicken auf dem Abutment mit der Farbe „Titan“ in aufsteigender Reihenfolge A1, A2, A3, A3,5, B2 in den Stärken 1,0 mm, 1,5 mm, 2,0 mm mit der Zementfarbe „Light+“ durchgemessen. In den darauffolgenden Durchgängen wurden jeweils die Abutments in aufsteigender Reihenfolge 00, 10, 20, 30 durchgemessen und ausgetauscht, während die anderen Parameter dieselben blieben. Waren alle Messkombinationen, die sich mit der Zementfarbe „Light+“ ergaben, abgehandelt, wurden alle Kronen mit einem Abdampfgerät gründlich gereinigt und getrocknet, sodass der nächste Messdurchgang mit der Zementfarbe „Light“ ausgeführt werden konnte. So wurde auch mit den anderen drei Zementfarben „Neutral“, „Warm“ und „Warm+“ verfahren. Es wurde stets darauf geachtet, dass die Kronen sauber und trocken auf ihrer Oberfläche, mit der gleichen Menge an Try-in Paste blasenfrei befüllt, auf das Abutment aufgesteckt werden. Die Überschüsse der Try-in Paste wurden mit einem sauberen Tuch sorgfältig entfernt. Die Tiefziehschiene wurde auf das Modell gesetzt und das Modell in der Lichtbox platziert. Die spektralphotometrische Messung wurde zur exakten Beschreibung der Zahnfarbe

über die Bestimmung der Farbraumkoordinaten durchgeführt. Diese Koordinaten wurden an die Software übermittelt und unter den entsprechenden Parametern aufgelistet und abgespeichert. In dieser Art wurde für jede mögliche Kombination von Keramikstärke, Keramikfarbe/Transluzenz, Abutmentfarbe und Zementfarbe verfahren. Jede Krone wurde drei Mal hintereinander gemessen. Insgesamt ergaben sich daraus $N = 9000$ Messungen. Eine Kalibrierung des Gerätes auf einen Farbstandard erfolgte nach der Herstellerangabe zu Beginn eines Messtages und nach jeder einzelnen Restauration.

4.2 Spektralphotometrische Analyse

Der Messvorgang an sich ging folgendermaßen vonstatten: das in dieser Versuchsreihe verwendete Spektralphotometer VITA Easyshade® Advance 4.0 wurde zunächst mit der Basisstation über das Netzteil an die Stromversorgung angeschlossen. Die Basisstation wurde auf einem ebenen Untergrund platziert. Es war darauf zu achten, dass die grüne LED Betriebsanzeige blinkt und der Ladeanschluss des Handstücks auf den Ladekontakten der Basisstation aufliegt. Durch Drücken der Messtaste für mindestens 2 Sekunden schaltete sich das Gerät ein. Nach Anschluss über ein Mini-USB-Kabel an einen Computer, Öffnen der Software VITA Easyshade Helper und Auswahl des Messmodus „Einzelzahnmessung“, musste das Gerät zunächst kalibriert werden. Diese Kalibrierung wurde automatisch durchgeführt, sobald die Basisstation am Stromnetz angeschlossen war. Hierfür setzte man das Handstück auf den Kalibrierblock, sodass die Messspitze bündig im 90°-Winkel dem Kalibrierblock auflag und diesen leicht nach unten drückte. Nach Aufleuchten einer grünen LED in der Mitte der Basisstation erfolgte die Beleuchtung durch die Messspitze des Kalibrierblocks. Die Beendigung des Kalibriervorganges zeigten zwei kurze Signaltöne an. Zudem wurde in der Software die Erkennung des verwendeten Gerätes angezeigt. Damit war das Gerät einsatzbereit. War die Basisstation nicht an das Stromnetz angeschlossen,

musste die Kalibrierung manuell über die Auswahl der entsprechenden Kalibrierfunktion in den Menü-Einstellungen durchgeführt werden.

Nach Vorbereitung des Modells kam zur Durchführung der Messung, wie oben bereits erklärt, eine eigens hergestellte Tiefziehschiene (Erkolen Ø 0,7 mm, Erkodent®) mit Perforation im zentralen Bereich der Abutmentkrone zum Einsatz. Diese gewährleistete eine reproduzierbare Positionierung des Messgerätes im vorgesehenen Messbereich.

Jede einzelne Messung wurde unter einer festgelegten Kodierung durchgeführt. Die Kodierung der entsprechenden Parameter sah folgendermaßen aus:

Initialen	Transluzenz	Keramikfarbe	Keramikstärke	Abutmentfarbe	Zementfarbe	Kronen-Nr.	Messwdh.
SM	LT = 1	A1 = 1	1,0 mm = 1	Shade 00 = 1	Light+ = 1	1	1
	HT = 2	A2 = 2	1,5 mm = 2	Shade 10 = 2	Light = 2	2	2
		A3 = 3	2,0 mm = 3	Shade 20 = 3	Neutral = 3	3	3
		A3,5 = 4		Shade 30 = 4	Warm = 4	4	
		B2 = 5		Titan = 5	Warm+ = 5	5	

Tabelle 2 Kodierung der Parameter

Eine beispielhafte Kodierung mit SM122/51/21 bedeutet folgende Kombination: Sanja Müller, Transluzenz LT (low translucency), Kronenfarbe A2, Keramikstärke 1,5 mm, Abutmentfarbe Titan, Zementfarbe Light+ mit Kronennummer 2 und Messungswiederholung 1.

Die Messtaste wurde betätigt, sobald die Messspitze bündig im rechten Winkel zur Keramikoberfläche anlag. Daraufhin erfolgte die Beleuchtung und zwei kurz aufeinander folgende Signaltöne vermeldeten das Ende des Messvorganges. Das Handstück wurde zurück in den Kalibrierblockhalter eingehängt und erneut kalibriert. Währenddessen wurde die Abutmentkrone ausgewechselt und das Modell wieder platziert. In dieser Weise wurde bei allen Messungen verfahren.

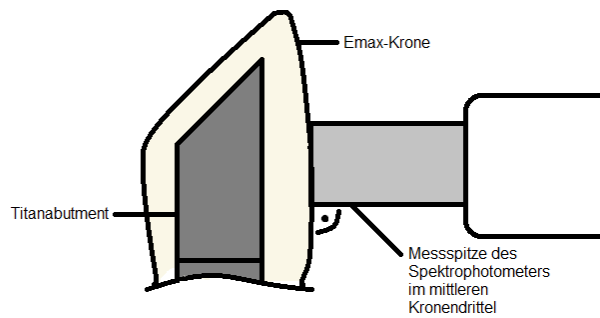


Abbildung 13 Schematische Darstellung von Abutment, Krone und Spektrophotometer bei Versuchsdurchführung

4.3 Statistische Auswertung

Nach Übertragung der Messprotokolle als Textdokumente in das Tabellenkalkulationsprogramm Microsoft Excel® 2016 (Microsoft Corporation, Redmond, USA) erfolgte die Bearbeitung der Tabellen nach sämtlichen relevanten Parametern: Datum, Transluzenz, Keramikfarbe, Keramikstärke, Abutmentfarbe, Zementfarbe, Kronennummer, Messungswiederholung, allgemeiner Text (Kürzel), Methode (Princ./Inner/Outer), Farbe (VITA SYSTEM 3D-MASTER-Farbe), class (VITA classical-Farbe), L (Helligkeit), C (Farbintensität), h (Farbton), a (Rot-Grün-Achse) und b (Gelb-Blau-Achse). Die daraus entstandene Mastertabelle inklusive aller 9000 Messungen stellte die Ausgangsbasis der weiteren Auswertung dar. Nach Errechnen der Mittelwerte aus den gewonnenen Daten für die Werte L (Helligkeit), a (Rot-Grün-Achse) und b (Geld-Blau-Achse) wurde für jeden einzelnen Parameter eine eigene Excel-Tabelle erstellt. Um die Stärke der unterschiedlichen Einflussfaktoren bestimmen zu können, wurde daraufhin die Farbdifferenz ΔE berechnet. Die Auswahl der Referenzparameter, gegen die die Farbdifferenz ΔE berechnet wurde, richtete sich nach dem größten zu erwartenden Unterschied:

Keramikstärke: 2,0 mm

Keramikfarbe: A1

Zementfarbe: Neutral

Abutmentfarbe: Shade 00

Nach Übertragung des Datensatzes in die Software IBM SPSS Statistics V.23.0 für Windows (SPSS GmbH Software München) wurde die statistische Auswertung in Zusammenarbeit mit dem Institut für Medizinische Biometrie, Epidemiologie und Informatik (IMBEI, Mainz, Deutschland) durchgeführt. Die Farbdifferenz ΔE wurde anhand der Formel $\Delta E = \sqrt{(L_1 - L_2)^2 + (a_1 - a_2)^2 + (b_1 - b_2)^2}$ berechnet. $\Delta E = 1$ wurde als oberer Grenzwert für einen wahrnehmbaren Farbunterschied und $\Delta E = 3,7$ als oberer Grenzwert für einen klinisch akzeptablen Farbunterschied festgelegt. Die Messdaten wurden nach dem zu untersuchenden Einflussfaktor sortiert, sodass bei Ermittlung der Farbdifferenz ΔE nur dieser Faktor verglichen wurde, während die anderen Parameter unverändert blieben. Des Weiteren erfolgte für die berechneten ΔE -Werte der Einflussfaktoren Keramikstärke, Keramikfarbe, Farbe des Befestigungsmaterials und Abutmentfarbe die einfaktorielle Varianzanalyse (ANOVA). Der Mehrfachvergleich innerhalb des entsprechenden Faktors wurde anhand der post-hoc Bonferroni-Untersuchung berechnet. Das Signifikanzniveau beträgt $p = 0,05$. Zur Veranschaulichung der Ergebnisse in grafischen Darstellungen wurden Boxplots-Diagramme erstellt.

Bei der Analyse der aus den in vitro-Messungen gewonnenen CIE L*a*b-Koordinaten wurden folgende Sachlagen der Nullhypothese gegenübergestellt:

1. Die Reduktion der Keramikstärke geht nicht mit einer statistisch signifikanten oder klinisch relevanten Zunahme der Farbdifferenz (ΔE) einher.
2. Im Vergleich zur Keramikfarbe A1 nimmt die Farbdifferenz (ΔE) bei dunkleren Keramikfarben nicht zu.
3. Im Vergleich zur Try-in Paste mit der Farbe Neutral nimmt die Farbdifferenz (ΔE) nicht zu, je opaker bzw. dunkler die Farbe der Try-in Paste ist.

4. Die Farbdifferenz (ΔE) zwischen der Abutmentfarbe Shade 00 und den anderen Abutmentfarben nimmt nicht zu, je dunkler die Abutmentfarbe ist.

5 Ergebnisse

5.1 Keramikstärke

In Abbildung 14 ist ein Boxplot-Diagramm dargestellt. Auf der x-Achse sind die Keramikstärken 1,0 mm und 1,5 mm aufgetragen, die im Vergleich zu 2,0 mm (Referenzparameter) berechnet wurden. Auf der y-Achse sind die berechneten Farbdifferenzen (ΔE) zu finden.

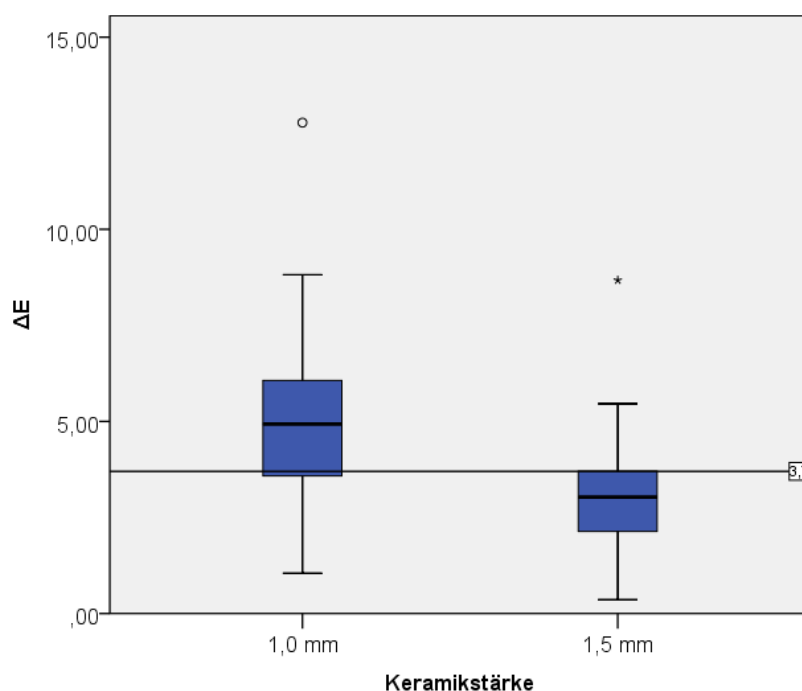


Abbildung 14 Resultierende Farbdifferenzen (ΔE) bei Reduktion der Keramikstärke von 2,0 mm auf 1,0 mm bzw. von 2,0 mm auf 1,5 mm

Im Vergleich der Keramikstärke 2,0 mm versus 1,0 mm und 2,0 mm versus 1,5 mm kann man eine Abnahmetendenz des ΔE -Wertes bei Zunahme der Keramikstärke feststellen. Die Differenz zwischen den Vergleichsgruppen der Kronenrestaurationen ist mit $p < 0,001$ statistisch signifikant. Bei Reduktion der Kronenstärke von 2,0 mm auf 1,5 mm liegt der ermittelte ΔE unter $\Delta E = 3,7$ und ist damit klinisch akzeptabel.

Die Reduktion der Kronenstärke von 2,0 mm auf 1,0 mm liegt über $\Delta E = 3,7$ und ist damit klinisch nicht akzeptabel. $\Delta E > 3,7$ bedeutet: über 50% der Beobachter finden die Farbdifferenz klinisch nicht mehr akzeptabel.

5.2 Keramikfarbe in Transluzenz LT

In Abbildung 15 ist ein Boxplot-Diagramm dargestellt. Auf der x-Achse sind die Keramikfarben in „low translucency“ (LT) A2, A3, A3,5 und B2 zu finden, die im Vergleich zur Keramikfarbe A1 (LT) als Referenzparameter berechnet wurden. Auf der y-Achse sind die berechneten Farbdifferenzen (ΔE) aufgetragen.

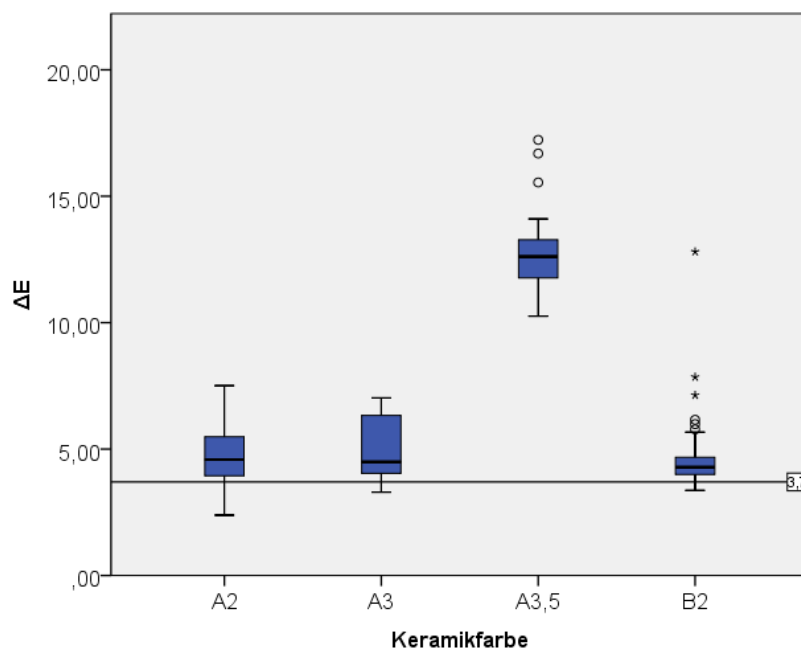


Abbildung 15 Resultierende Farbdifferenzen (ΔE) im Vergleich der Keramikfarbe A1 (LT) als Referenzparameter zu den Keramikfarben A2, A3, A3,5 und B2 in „low translucency“ (LT)

Im Vergleich der Keramikfarbe A1 versus A2, A3 und B2 erkennt man relativ konstante ΔE -Werte mit Ausnahme des Gruppenvergleichs A3,5, der mit $\Delta E = 12,61$ deutlich über $\Delta E = 3,7$ liegt. Die Differenz zwischen den Vergleichsgruppen der Kronenrestorationen ist mit $p < 0,001$ statistisch signifikant. Im Mehrfachvergleich nach Bonferroni ergab sich eine statistische Signifikanz mit $p \leq 0,05$ für die Vergleichspartner A2 - A3,5, A3 - A3,5 sowie B2 - A3,5 ($p < 0,001$). Die Vergleiche A2 - A3, A2 - B2 (beide $p = 1,000$) und A3 - B2 ($p = 0,279$) sind statistisch nicht signifikant. Alle Messergebnisse zwischen dem Referenzparameter A1 und den

Vergleichsparametern A2, A3, A3,5 und B2 liegen über $\Delta E = 3,7$ und sind folglich klinisch nicht akzeptabel.

5.3 Keramikfarbe in Transluzenz HT

In Abbildung 16 ist ein Boxplot-Diagramm dargestellt. Auf der x-Achse sind die Keramikfarben in „high translucency“ (HT) A2 und A3 zu finden, die im Vergleich zur Keramikfarbe A1 (HT) als Referenzparameter berechnet wurden. Auf der y-Achse sind die berechneten Farbdifferenzen (ΔE) aufgetragen.

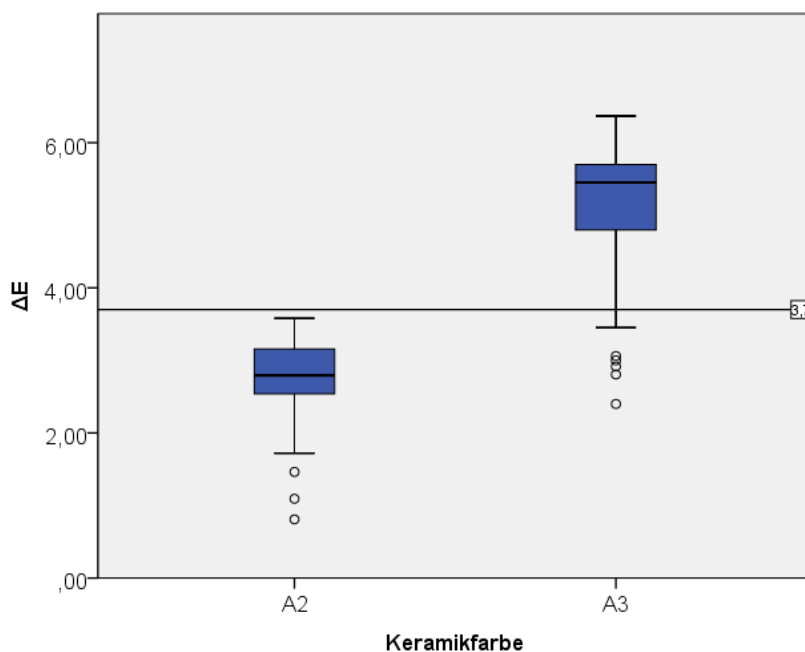


Abbildung 16 Resultierende Farbdifferenzen (ΔE) im Anwendungsvergleich der Keramikfarbe A1 (HT) zu den entsprechenden Keramikfarben A2 und A3 in „high translucency“ (HT)

Im Vergleich der Keramikfarbe A1 versus A2 und A3 erkennt man einen Anstieg des ΔE -Wertes von A2 mit $\Delta E = 2,79$ auf A3 mit $\Delta E = 5,45$. Die Differenz zwischen den Vergleichsgruppen der Kronenrestorationen ist mit $p < 0,001$ statistisch signifikant. Die Messungen zwischen dem Referenzparameter A1 und dem Vergleichsparameter A2 liegen unterhalb $\Delta E = 3,7$ und sind folglich klinisch akzeptabel sowie mit Werten

$\Delta E > 1$ auch klinisch wahrnehmbar. Die Ergebnisse in der Gruppe A3 liegen oberhalb $\Delta E = 3,7$ und sind somit klinisch nicht akzeptabel.

5.4 Transluzenz

In Abbildung 17 ist ein Boxplot-Diagramm dargestellt. Auf der x-Achse sind die Werte der Kategorie „high translucency“ (HT) zu finden, die im Vergleich zur Kategorie „low translucency“ (LT) als Referenzparameter berechnet wurden. Auf der y-Achse sind die berechneten Farbdifferenzen (ΔE) aufgetragen.

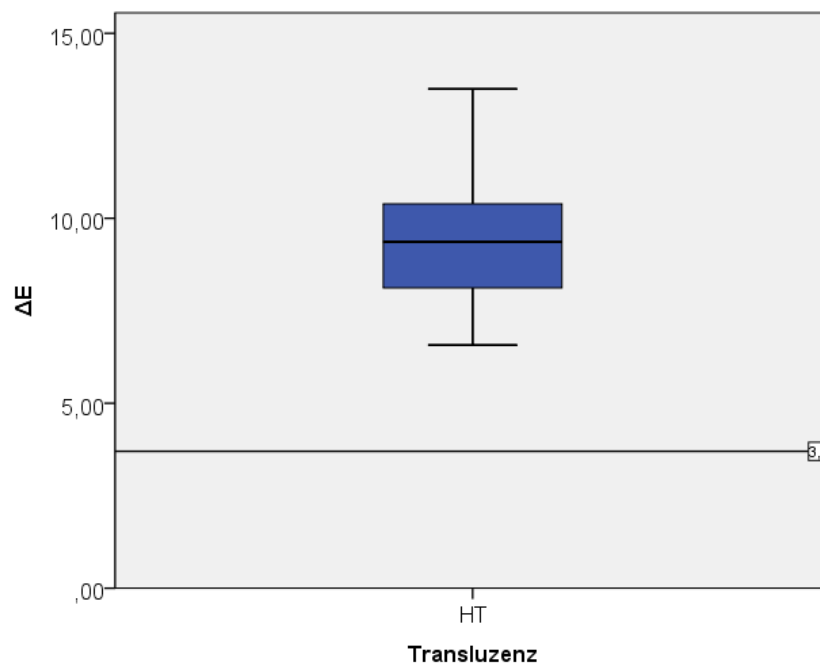


Abbildung 17 Resultierende Farbdifferenzen (ΔE) im Anwendungsvergleich der Transluzenz LT zur Transluzenz HT

Die Messungen zwischen dem Referenzparameter LT und dem Vergleichsparameter HT liegen mit $\Delta E = 9,36$ weit oberhalb der Grenze $\Delta E = 3,7$ und sind folglich klinisch nicht akzeptabel.

5.5 Zementfarbe

In Abbildung 18 ist ein Boxplot-Diagramm dargestellt. Auf der x-Achse sind die Zementfarben Light+, Light, Warm und Warm+ zu finden, die im Vergleich zur Zementfarbe Neutral (Referenzparameter) berechnet wurden. Auf der y-Achse sind die berechneten Farbdifferenzen (ΔE) aufgetragen.

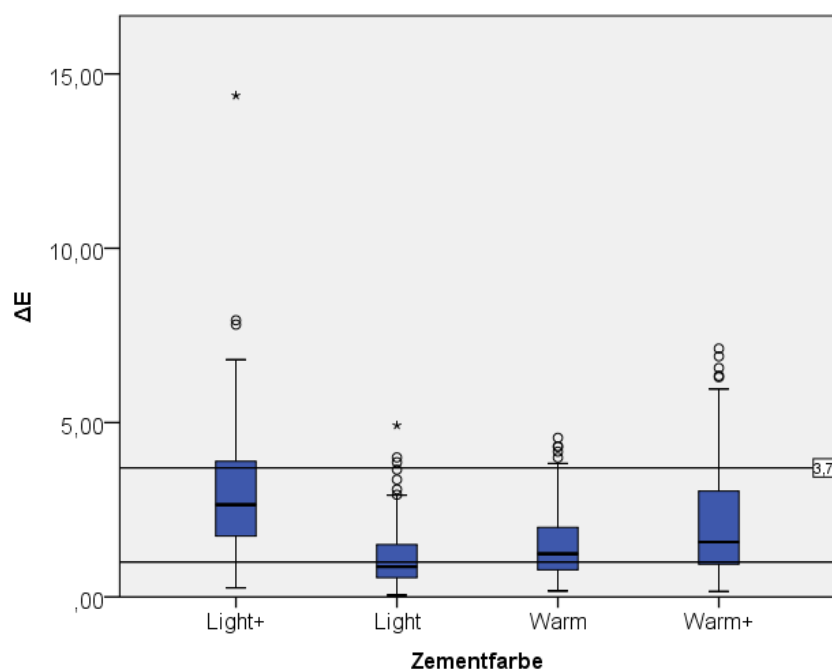


Abbildung 18 Resultierende Farbdifferenzen (ΔE) im Anwendungsvergleich der Zementfarbe Neutral zu den jeweiligen Zementfarben Light+, Light, Warm und Warm+

Im Vergleich der Zementfarbe Neutral versus Light+, Neutral versus Light, Neutral versus Warm und Neutral versus Warm+ stellt man eine Abnahmetendenz des ΔE -Wertes in Richtung Neutral (Referenzparameter) fest ($\Delta E = 2,64$ bei Light+ auf $\Delta E = 0,87$ bei Light und $\Delta E = 1,58$ bei Warm+ auf $\Delta E = 1,23$ bei Warm). Die Differenz zwischen den Vergleichsgruppen der Kronenrestaurationen ist mit $p < 0,001$ statistisch signifikant. Im Mehrfachvergleich nach Bonferroni ergab sich eine statistische Signifikanz mit $p < 0,05$ für alle Vergleichspartner mit Ausnahme des Vergleichs Light - Warm mit einer Signifikanz $p = 0,434$, der damit statistisch nicht signifikant ist. Alle Vergleichsmessungen zwischen Neutral und Light+, Light, Warm und Warm+ liegen im Mittel unter $\Delta E = 3,7$ und sind damit klinisch akzeptabel.

Light+, Warm und Warm+ sind mit $\Delta E > 1$ klinisch wahrnehmbar, Light mit $\Delta E < 1$ ist klinisch nicht wahrnehmbar.

5.6 Abutmentfarbe

In Abbildung 19 ist ein Boxplot-Diagramm dargestellt. Auf der x-Achse sind die Abutmentfarben Shade 10, Shade 20, Shade 30 und Titan zu finden, die im Vergleich zur Abutmentfarbe Shade 00 als Referenzparameter berechnet wurden. Auf der y-Achse sind die berechneten Farbdifferenzen (ΔE) aufgetragen.

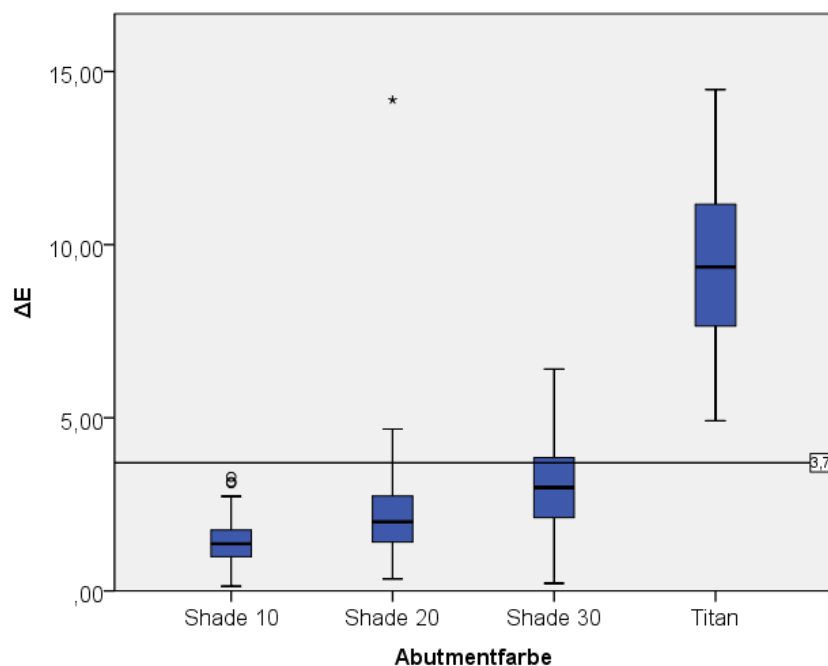


Abbildung 19 Resultierende Farbdifferenzen (ΔE) im Anwendungsvergleich der Abutmentfarbe Shade 00 als Referenzparameter zu den Abutmentfarben Shade 10, Shade 20, Shade 30 und Titan

Im Vergleich der Abutmentfarbe Shade 00 versus Shade 10, Shade 20, Shade 30 und Titan stellt man eine steigende Tendenz des ΔE -Wertes fest, je dunkler die Abutmentfarbe wird. Im Mehrfachvergleich nach Bonferroni ergab sich eine

statistische Signifikanz mit $p < 0,001$ für alle Vergleichspartner. Alle Messungen zwischen dem Referenzparameter Shade 00 und den Vergleichspartnern Shade 10, Shade 20, Shade 30 liegen unter $\Delta E = 3,7$ und sind, mit Ausnahme von Titan mit $\Delta E = 9,35$, der weit über der klinischen Akzeptanzgrenze liegt, klinisch akzeptabel und klinisch wahrnehmbar ($\Delta E > 1$).

5.7 Mittelwerte ΔE

5.7.1 Zementfarbe „Light+“

In Abbildung 20 ist ein Balkendiagramm dargestellt. Auf der x-Achse sind die Abutmentfarben Shade 10, Shade 20, Shade 30 und Titan jeweils in den Keramikstärken 1,0 mm, 1,5 mm und 2,0 mm mit Einsatz der Zementfarbe „Light+“ zu finden, die im Vergleich zur Abutmentfarbe Shade 00 als Referenzparameter berechnet wurden. Auf der y-Achse sind die berechneten Mittelwerte der Farbdifferenzen (ΔE) aufgetragen.

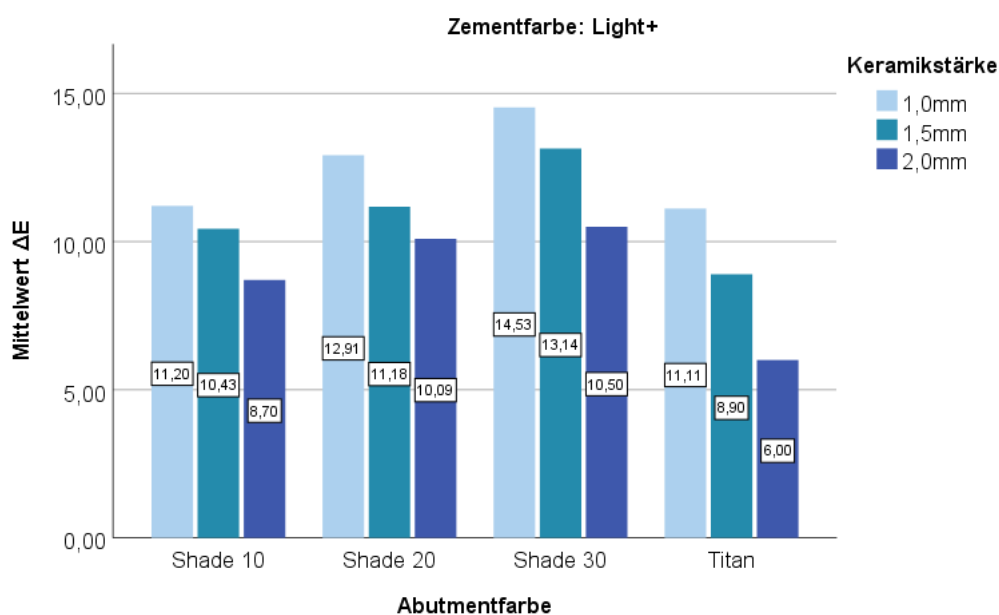


Abbildung 20 Mittelwerte ΔE der Zementfarbe „Light+“

Alle ΔE -Werte liegen im klinisch inakzeptablen Bereich mit $\Delta E > 3,7$. Mit zunehmender Kronenstärke nimmt der ΔE -Wert ab. Die Farbdifferenzen weisen in der Abutmentfarbe Shade 30 die größten und in Titan die kleinsten Werte auf. Alle ermittelten Farbdifferenzen (ΔE) sind mit $\Delta E > 1$ klinisch wahrnehmbar.

5.7.2 Zementfarbe „Light“

In Abbildung 21 ist ein Balkendiagramm dargestellt. Auf der x-Achse sind die Abutmentfarben Shade 10, Shade 20, Shade 30 und Titan jeweils in den Keramikstärken 1,0 mm, 1,5 mm und 2,0 mm mit Einsatz der Zementfarbe „Light“ zu finden, die im Vergleich zur Abutmentfarbe Shade 00 als Referenzparameter berechnet wurden. Auf der y-Achse sind die berechneten Mittelwerte der Farbdifferenzen (ΔE) aufgetragen.

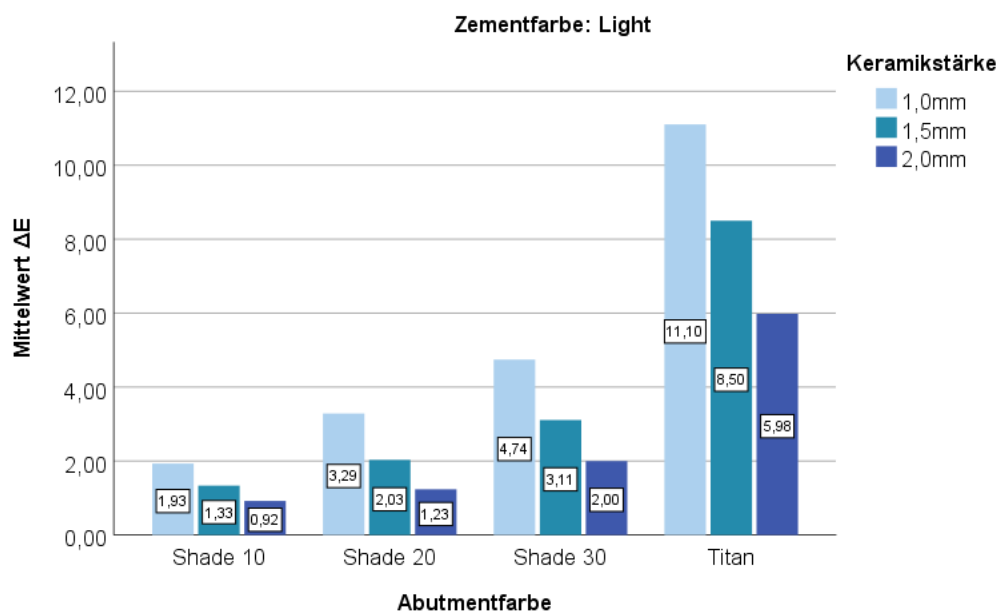


Abbildung 21 Mittelwerte ΔE der Zementfarbe „Light“

Die berechneten Farbdifferenzen (ΔE) der Abutmentfarben Shade 10, 20 und 30 in den Keramikstärken 1,5 mm und 2,0 mm liegen mit $\Delta E < 3,7$ im klinisch akzeptablen Bereich. Shade 30 (Keramikstärke 1,0 mm) und Titan (alle Keramikstärken) befinden sich mit ΔE -Werten $> 3,7$ im klinisch inakzeptablen Bereich. Mit zunehmender

Kronenstärke nimmt auch hier der ΔE -Wert ab. Die Farbdifferenzen weisen in der Abutmentfarbe Titan die höchsten Werte auf, Shade 10 die kleinsten. Die ermittelten Farbdifferenzen (ΔE) der Abutmentfarbe Shade 10 sind mit $\Delta E < 1$ in der Keramikstärke 2,0 mm klinisch nicht wahrnehmbar.

5.7.3 Zementfarbe „Neutral“

In Abbildung 22 ist ein Balkendiagramm dargestellt. Auf der x-Achse sind die Abutmentfarben Shade 10, Shade 20, Shade 30 und Titan jeweils in den Keramikstärken 1,0 mm, 1,5 mm und 2,0 mm unter Einsatz der Zementfarbe „Neutral“ zu finden, die im Vergleich zur Abutmentfarbe Shade 00 als Referenzparameter berechnet wurden. Auf der y-Achse sind die ermittelten Mittelwerte der Farbdifferenzen (ΔE) aufgetragen.

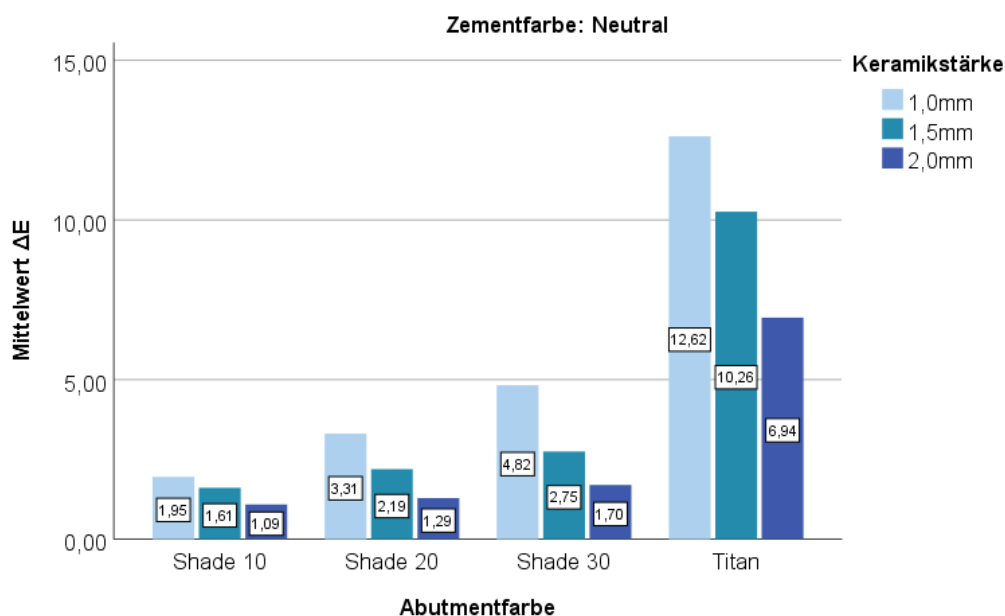


Abbildung 22 Mittelwerte ΔE der Zementfarbe „Neutral“

Die berechneten Farbdifferenzen (ΔE) der Abutmentfarben Shade 10, 20 und 30 in den Keramikstärken 1,5 mm und 2,0 mm liegen mit $\Delta E < 3,7$ im klinisch akzeptablen Bereich. Shade 30 (Keramikstärke 1,0 mm) und Titan (alle Keramikstärken) befinden sich mit ΔE -Werten $> 3,7$ im klinisch inakzeptablen Bereich. Mit zunehmender

Kronenstärke nimmt auch hier wieder der ΔE -Wert ab. Die Farbdifferenzen weisen in der Abutmentfarbe Titan die höchsten Werte auf, Shade 10 die kleinsten. Alle ermittelten Farbdifferenzen (ΔE) sind mit $\Delta E > 1$ klinisch wahrnehmbar.

5.7.4 Zementfarbe „Warm“

In Abbildung 23 ist ein Balkendiagramm dargestellt. Auf der x-Achse sind die Abutmentfarben Shade 10, Shade 20, Shade 30 und Titan jeweils in den Keramikstärken 1,0 mm, 1,5 mm und 2,0 mm unter Einsatz der Zementfarbe „Warm“ zu finden, die im Vergleich zur Abutmentfarbe Shade 00 als Referenzparameter berechnet wurden. Auf der y-Achse sind die berechneten Mittelwerte der Farbdifferenzen (ΔE) aufgetragen.

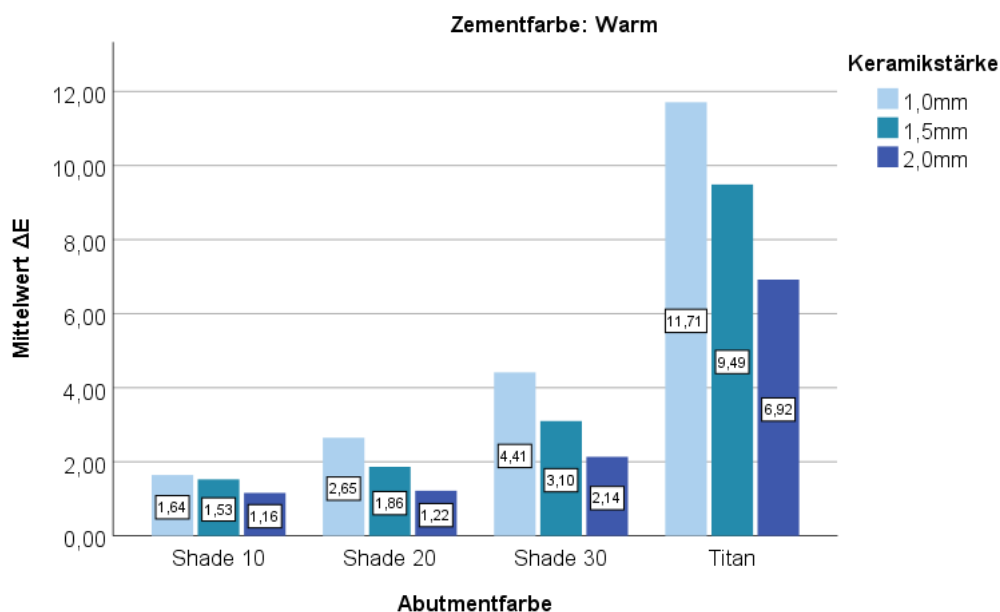


Abbildung 23 Mittelwerte ΔE der Zementfarbe „Warm“

Die ermittelten Farbdifferenzen (ΔE) der Abutmentfarben Shade 10, 20 und 30 in den Keramikstärken 1,5 mm und 2,0 mm liegen auch hier mit $\Delta E < 3,7$ im klinisch akzeptablen Bereich. Die Farbdifferenzen in Shade 30 in der Keramikstärke 1,0 mm und Titan (alle Keramikstärken) befinden sich mit ΔE -Werten $> 3,7$ im klinisch inakzeptablen Bereich. Mit zunehmender Kronenstärke nimmt der ΔE -Wert ab. Die

Farbdifferenzen weisen in der Abutmentfarbe Titan die höchsten Werte auf, in der Abutmentfarbe Shade 10 die kleinsten. Alle ermittelten Farbdifferenzen (ΔE) sind mit $\Delta E > 1$ klinisch wahrnehmbar.

5.7.5 Zementfarbe „Warm+“

In Abbildung 24 ist ein Balkendiagramm dargestellt. Auf der x-Achse sind die Abutmentfarben Shade 10, Shade 20, Shade 30 und Titan jeweils in den Keramikstärken 1,0 mm, 1,5 mm und 2,0 mm unter Einsatz der Zementfarbe „Warm+“ zu finden, die im Vergleich zur Abutmentfarbe Shade 00 als Referenzparameter berechnet wurden. Auf der y-Achse sind die berechneten Mittelwerte der Farbdifferenzen (ΔE) dargestellt.

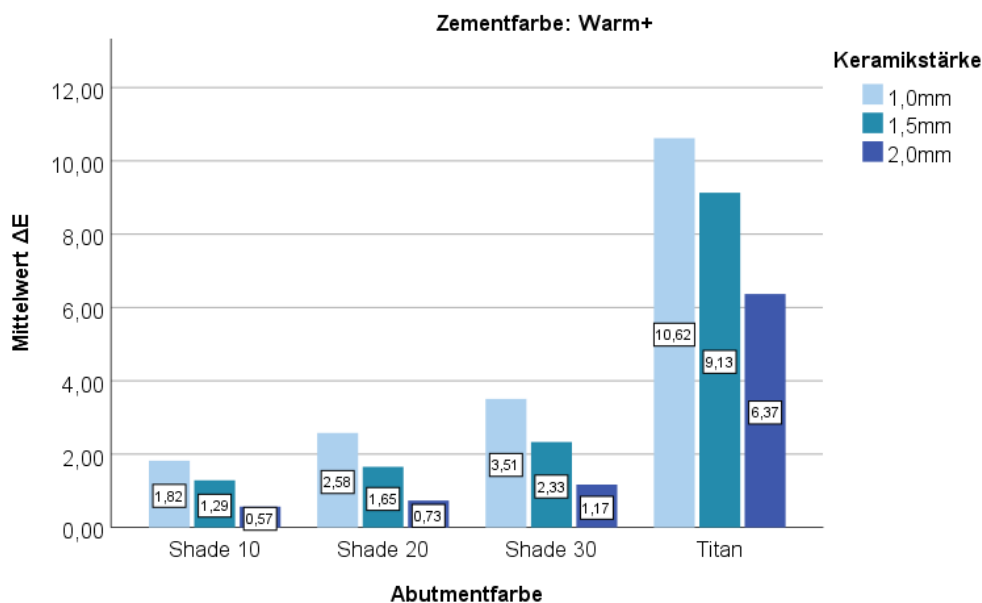


Abbildung 24 Mittelwerte ΔE der Zementfarbe „Warm+“

Die ermittelten Farbdifferenzen (ΔE) der Abutmentfarben Shade 10, 20 und 30 in allen Keramikstärken sind hier mit $\Delta E < 3,7$ klinisch akzeptabel. Die ermittelten Farbdifferenzen der Abutmentfarbe Titan liegen in allen Keramikstärken) mit ΔE -Werten $> 3,7$ im klinisch inakzeptablen Bereich. Mit zunehmender Kronenstärke nimmt auch hier der ΔE -Wert ab. Die Farbdifferenzen weisen in der Abutmentfarbe

Titan die höchsten Werte auf, in der Abutmentfarbe Shade 10 die kleinsten. Die ermittelten Farbdifferenzen (ΔE) der Abutmentfarbe Shade 10 und Shade 20 in der Keramikstärke 2,0 mm sind mit $\Delta E < 1$ klinisch nicht wahrnehmbar.

5.7.6 Tabellarische Auflistung aller Mittelwerte ΔE

Mittelwert ΔE (SD): Referenz Abutmentfarbe Shade 00 für alle Abutmentfarben					
		Abutmentfarbe			
Zementfarbe	Keramikstärke (mm)	Shade 10	Shade 20	Shade 30	Titan
light +	1,0	11,20	12,91	14,53	11,11
	1,5	10,43	11,18	13,14	8,90
	2,0	8,70	10,09	10,50	6,00
light	1,0	1,93	3,29	4,74	11,10
	1,5	1,33	2,03	3,11	8,50
	2,0	0,92	1,23	2,00	5,98
neutral	1,0	1,95	3,31	4,82	12,62
	1,5	1,61	2,19	2,75	10,26
	2,0	1,09	1,29	1,70	6,94
warm	1,0	1,64	2,65	4,41	11,71
	1,5	1,53	1,86	3,10	9,49
	2,0	1,16	1,22	2,14	6,92
warm+	1,0	1,82	2,58	3,51	10,62
	1,5	1,29	1,65	2,33	9,13
	2,0	0,57	0,73	1,17	6,37

Tabelle 3 Tabellarische Auflistung der Mittelwerte ΔE aller Zementfarben für alle Abutmentfarben mit dem Referenzparameter Shade 00

6 Diskussion

6.1 Methodendiskussion

6.1.1 Versuchsaufbau und -durchführung

Im Rahmen der vorliegenden In-vitro-Studie wurden vollkeramische Frontzahn-Abutmentkronen für Implantatversorgungen mithilfe der CAD/CAM-Technologie hergestellt und entsprechend der Stellungnahme der Deutschen Gesellschaft für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde unter standardisierten Umgebungsbedingungen spektralfotometrisch analysiert [93]. Variierende Lichtverhältnisse durch tageszeitliche Schwankungen wurden durch den Einsatz einer Lichtbox mit standardisierter Farbtemperatur von 6500 °K weitestgehend minimiert, sowie weitere, den Versuchsaufbau und die Versuchsdurchführung beeinflussende Faktoren wurden durch standardisierte Abläufe nahezu ausgeschlossen [70, 94].

6.1.2 Keramikronen

Die Verwendung des monolithischen Vollkeramiksystems IPS e.max CAD auf Lithium-Disilikat-Basis ist für die Herstellung vollanatomischer Frontzahnkronen aufgrund der hohen Ästhetik, der breiten Verarbeitungstoleranz und der überaus guten Überlebensrate von durchschnittlich 96% legitimiert [95]. Zudem besitzt es hervorragende physikalische Eigenschaften und eignet sich sowohl für den Einsatz im Front- als auch Seitenzahnbereich. Die Vielfalt des Indikationsspektrums, von hauchdünnen Veneers bis hin zu mehrgliedrigen Brückenversorgungen, sowie die große Farb- und Transluzenzauswahl sorgen in Kombination mit den idealen mechanischen Eigenschaften für sehr gute klinische Resultate [81, 96, 97]. Zudem garantiert der Einsatz industriell hergestellter, dichtgesinterter Keramikrohlinge im Vergleich zu manuell gefertigten Keramikprüfkörpern eine Reproduzierbarkeit im Sinne einer homogenen Gefügestruktur mit entsprechender Oberflächenbeschaffenheit, sodass eine durch manuelle Schicht- und Brennvorgänge bedingte Farbvarianz vermieden werden kann [62, 82, 98-100].

6.1.3 Farbbestimmungssysteme und Farbkoordinaten

Die ideale Zahnfarbenbestimmung stellt bis heute für jeden ästhetisch-restaurativ tätigen Zahnarzt stets eine große Herausforderung dar. Die konventionelle respektive visuelle Zahnfarbenbestimmung mit sogenannten Shade Guides wie beispielsweise Vitapan Classical® oder Vitapan 3D-Master® (Vita Zahnfabrik) wird auch heute noch vergleichsweise häufig im klinischen Alltag zur Farbbestimmung angewendet, obwohl bekanntermaßen diverse Faktoren wie Metamerie, ungünstige Licht- und Umgebungsverhältnisse oder auch subjektive, den Betrachter betreffende Umstände das Farbbestimmungsergebnis maßgeblich ungünstig beeinflussen können. Folglich sind dank jahrzehntelanger Forschung und Entwicklung heutzutage eine Reihe instrumenteller Farbbestimmungssysteme auf dem Dentalmarkt erhältlich, um die Unbeständigkeit der konventionellen Zahnfarbenbestimmung zu überwinden. Die heute verfügbaren Farbbestimmungstechnologien basieren auf der Technik von Spektrophotometern, Kolorimetern und auch entsprechenden Kamerasystemen mit Softwareapplikation und sollen die Erfolgsquote der idealen Zahnfarbenbestimmung erhöhen, die Kommunikation zwischen Zahnarzt und Zahntechniker erleichtern sowie die Reproduktion und Verifikation einer Restauration ermöglichen, um damit dem Anspruch eines hochästhetischen Zahnersatzes möglichst gerecht zu werden [101]. Spektrophotometer messen die Menge des von einem Objekts reflektierten Lichts in Intervallen von 1-25 nm entlang des sichtbaren Lichtspektrums [101, 102]. Mit diesen metrisch generierten Farbkoordinaten werden anhand des CIE L*a*b*-Farbraumes Farbunterschiede (ΔE -Werte) rechnerisch ermittelt und entsprechend für den dentalen Gebrauch transformiert, sodass die Farbinformationen in einen klinischen Kontext äquivalent zu den handelsüblichen Shade Guides gesetzt werden können [103, 104]. Spektrophotometer erzielen im Vergleich zu konventionellen Farbbestimmungsmethoden einen Anstieg von 33 % in Bezug auf die Zielgenauigkeit und Objektivität in mehr als 93,3 % der Fälle [66]. Kolorimeter basieren hingegen auf der Technologie der Tristimuluswert-Messung und erfassen gefiltert rotes, grünes und blaues Licht des sichtbaren Spektrums. Digitale Kamerasysteme ermöglichen die Anfertigung hochauflösender digitaler Bilder mit Hilfe derer Farbnuancen der gesamten labialen Fläche eines Zahnes registriert und mit entsprechenden

Referenzfarben verglichen werden, sodass infolgedessen die erfassten Daten auch für den klinischen Alltag verwendet werden können [101]. Bei sogenannten Punktmessgeräten wie den Easyshade®-Spektrophotometern von Vita wird ein festgelegter Bereich der zu messenden Fläche in Größe der optischen Blendenöffnung (circa 3 mm²) erfasst. Die Vermessung beinhaltet Helligkeit, Farbton und Sättigung des reflektierten Lichts entlang des gesamten sichtbaren Spektrums [66, 71-75]. Aufgrund des eingeschränkten Zugangs der Mundhöhle eignet sich bei Reflexionsspektrophotometern für den klinischen Einsatz lediglich eine Einstellung von 45/0, was die Beleuchtung aus 45° und Beobachtung aus 0° meint [60, 66, 67]. Die Datenakquisition von Punktmessgeräten ermöglicht die rechnerische Ermittlung des Faktors ΔE aus dem CIE L*a*b*-Farbsystem. Dieser dient der Bestimmung der Farbdifferenz zwischen Referenzzahn und gewählter Farbe und beschreibt den geringsten Abstand zwischen den zu vergleichenden Farben im CIE L*a*b*-Farbraum [76]. In zahlreichen Studien wurde ebenfalls zur Zahnfarbenbeschreibung im Farbraum dieses CIE L*a*b*-Farbsystem angewendet, da die übersichtliche Darstellung dieser Methode die Interpretation der Messergebnisse wesentlich vereinfacht [53, 69, 105-108]. Der enge Kontakt zwischen der zu vermessenen Oberfläche und der optischen Blende bringt den in einer In-vitro-Studie gewünschten Vorteil mit sich, dass der Effekt des Oberflächenglanzes der Zahn- beziehungsweise Keramikoberfläche mit Auswirkung auf die spektrophotometrisch ermittelten Daten weitestgehend ausgeschlossen werden kann. Jedoch kommt es nicht selten bei der Verwendung von Spektrophotometern zum sogenannten „edge loss“-Effekt. Dieser Effekt meint das Streuen von Licht in die Eckbereiche außerhalb des Messsensors, welches infolgedessen nicht reflektiert wird und es somit zu einem Verlust an Farbinformationen während des Messvorganges durch das Spektrophotometer kommen kann [109, 110]. Tristimulusbasierte Flächenmessgeräte wie das Kolorimeter ShadeVision® von X-Rite hingegen vermessen die komplette Zahnoberfläche und bildet die Reaktion des menschlichen Auges auf die erfassten Farbgebungen mithilfe von Rot-, Grün- und Blaufilter nach [60, 75]. So erhält man eine topografische Karte mit den ermittelten Zahnfarben des entsprechenden

Zahnes, die bekanntlich je nach Bereich der Zahnoberfläche differieren [61]. In der vorliegenden In-vitro-Studie erweist sich die Verwendung des Punktmessgerätes Vita Easyshade® Advanced 4.0 im Vergleich zu anderen, auf dem Dentalmarkt erhältlichen Farbmesssystemen aus den oben genannten Gründen als sinnvoll, um eine entsprechend verwendbare Schlüsselinformation zu gewinnen, die auch im klinischen Praxisalltag als solche 1:1 am Patienten umgesetzt werden kann. Darüber hinaus empfiehlt es sich, eine sogenannte Repositionierungsschiene für das Versuchsmodell anzufertigen, um einerseits eine reproduzierbare Positionierung des Messensors auf der zu vermessenden Oberfläche des Prüfkörpers und andererseits die korrekte Passung der Restauration auf dem Modell garantieren zu können [86].

6.1.4 Try-In Pasten

Die vollkeramischen Frontzahnkronen wurden mittels einer Try-In Paste auf dem Abutment für die spektralphotometrische Analyse kurzfristig fixiert. Im Rahmen dieser Untersuchung wurden Try-In Pasten des adhäsiven Befestigungssystems Variolink® Esthetic von Ivoclar Vivadent® verwendet, die in fünf unterschiedlichen Farbnuancen auf dem Dentalmarkt erhältlich sind. Die Try-In Pasten ermöglichen eine Anprobe vor dem definitiven Einsetzen der vollkeramischen Restauration, um die finale Farbgebung der Restauration in situ zu simulieren [111]. Die zu den definitiven Befestigungsmaterialien erhältlichen, äquivalenten Try-In Pasten sollen die Farbe des auspolymerisierten Zustandes nachbilden [112]. Generell gilt es zu beachten, dass verschiedene Keramiksysteme aufgrund der variierenden Materialeigenschaften unterschiedlich befestigt werden sollten. Hochfeste Keramiken mit einer Biegefestigkeit über 350 MPa wie Lithiumdisilikat oder Zirkoniumdioxidkeramik können sowohl konventionell als auch adhäsiv mit entsprechend geeigneten Befestigungskompositen befestigt werden. Keramiken mit einer Biegefestigkeit unter 350 MPa (Hybrid-, Verbund- und Silikatkeramik) sollten unter Beachtung der geeigneten Indikationsbereiche ausschließlich adhäsiv befestigt werden [8]. Die adhäsive Befestigungsmethode gilt jedoch heute für nahezu alle Vollkeramiksysteme als der Goldstandard, da durch den Einsatz klinisch bewährter

Ädhäsiv-Befestigungssysteme und Einhaltung der empfohlenen Arbeitsschritte eine bessere Abdichtung des Dentins erreicht werden kann als es bei konventionellen Zementen der Fall ist [14, 52]. Die farbliche Kongruenz zwischen den Try-In Pasten und dem korrespondierenden, definitiven Befestigungsmaterial wird in der Literatur immer wieder analysiert und kontrovers diskutiert. Einige verfügbare Befestigungssysteme weisen eine hohe farbliche Übereinstimmung zwischen Try-In Paste und Befestigungskomposit auf, andere hingegen zeigen keine gute farblichen Kongruenz. Xing et al kam bei der Untersuchung von Ceramage Veneers und dem Befestigungssystem RelyX™ Unicem Veneer (3M ESPE, St.Paul, USA) zu dem Ergebnis, dass die entsprechenden Try-In Pasten eine hohe farbliche Übereinstimmung ($\Delta E < 2$) mit dem äquivalenten Befestigungsmaterial aufweisen, sodass eine Verwendung von Try-In Pasten zur Simulation des ästhetischen Endergebnisses durchaus empfehlenswert ist [86]. In einer Studie von Al Ghazali et al. wurden hingegen klinisch signifikante Unterschiede in der farblichen Übereinstimmung von Try-In Paste und definitivem Befestigungsmaterial der adhäsiven Befestigungssysteme Calibra® (Dentsply Sirona), Nexus-3™ (Kerr, Orange, USA) und RelyX™ Unicem Veneer (3M ESPE) festgestellt. Die Diskrepanzen unter den jeweiligen Ergebnissen sind einerseits den unterschiedlichen Schichtstärken von der Try-In Paste beziehungsweise vom Befestigungsmaterial, andererseits den verschieden verwendeten Restaurationsmaterialien zuzuschreiben [104]. Insbesondere bei ausgesprochen dünnen und transluzenten Keramiken ist die ideale Korrelation zwischen Try-In Paste und definitivem Befestigungskomposit kritisch anzusehen [86]. Das in dieser in-vitro Studie verwendete, dualhärtende Befestigungssystem Variolink® Esthetic DC der Firma Ivoclar Vivadent® basiert auf dem Konzept der ästhetischen Befestigungscomposites Variolink® II und Variolink® Veneer, die sich seit vielen Jahren im klinischen Praxisalltag bewährt haben. Es wird in dieser Untersuchung in allen fünf erhältlichen Farbnuancen analysiert, welche nach ihrer Farbwirkung benannt sind : dabei dienen die zwei „Light-Farben“ („Light“ und „Light+“) der gezielten Aufhellung, die beiden „Warm-Farben“ („Warm“ und „Warm+“) der gezielten Abdunkelung der einzugliedernden Restauration. Die Farbe „Neutral“ ermöglicht

dank der hohen Transluzenz eine weitestgehend farbneutrale Befestigung der Restauration.

6.1.5 Ergebnisse

Die Ergebnisse der analysierten Einflussfaktoren Keramikstärke, Keramikfarbe, Transluzenz, Abutmentfarbe und Farbe des Befestigungsmaterials wurden in dieser In-vitro-Untersuchung einzeln, also unter Gleichschaltung aller anderen Einflussfaktoren, interpretiert. Wurde beispielsweise der Einflussfaktor Keramikstärke analysiert, blieben die anderen oben genannten Faktoren gleich, sodass eine entsprechende Beurteilung über das Ausmaß des beeinflussenden Faktors vorgenommen werden konnte. Ziel ist es, das Reglement der Veränderung der Farbkoordinaten im CIE L*a*b*-System zu beurteilen, um so den kumulativen Effekt von Abutmentfarbe, Farbe des Befestigungsmaterials, Keramikstärke, Keramikfarbe und -transluzenz auf die finale Farbrealisation von Vollkeramikrestaurationen mithilfe des ΔE -Wertes in einen klinischen Kontext setzen zu können.

6.2 Ergebnisdiskussion

6.2.1 Einfluss der Keramikstärke

Einen maßgeblichen Einfluss auf das optisch-ästhetische Erscheinungsbild einer vollkeramischen Restauration hat die Interaktion von Glasmatrix und den enthaltenden Mikrokristallen innerhalb der Zusammensetzung der Keramik. Je niedriger der kristalline Anteil in der Keramik, desto größer die Transluzenz, was dementsprechend die naturgemäße Reproduktion der gewünschten Zahnfarbe durch Transparenz und Fluoreszenz ermöglicht. Eine höhere Kristalldichte hingegen, wie es beispielsweise bei Aluminiumoxid oder Zirkondioxid der Fall ist, hat einen

weißlich-opaken und dahingehend einen eher unnatürlichen Effekt, eignet sich dennoch aufgrund der hohen Biegefestigkeit hervorragend zum Einsatz als Gerüstmaterial für Verblendkeramiken [9, 113]. Hochtransluzente Keramiken weisen eine hohe Lichtstreuung auf, sodass die darunterliegenden Strukturen einen verhältnismäßig hohen Einfluss auf das resultierende Farbergebnis der Restauration ausüben [80, 96, 97]. Die jeweils charakteristischen Eigenschaften des Kronenmaterials spielen demnach eine entscheidende Rolle, wenn es um die Maskierung devitaler, verfärbter Zahnstümpfe oder Metall-Abutments geht [12]. Die Keramikstärke stellt dabei den einflussreichsten Faktor im Hinblick auf das optische Verhalten vollkeramischer Restaurationen dar, was in diversen in-vitro Studien entsprechend analysiert und präsentiert wurde [6, 13-17]. Hierfür wurden eigens dafür hergestellte Keramikprobekörper, Kronen oder Veneers aus unterschiedlichen Vollkeramikarten verwendet, die mittels eines Spektralphotometers oder Kolorimeters optisch erfasst und ausgemessen wurden. Eine herkömmliche Einzelzahnkrone bezeichnet Keramikstärken von circa 1,0 mm im Bereich des Zahnhalses und circa 2,0 mm in Richtung Schneidekante bzw. Kaufläche [6]. Die Opazität der Keramik nimmt mit steigender Keramikstärke zu, da weniger Licht durch die darunter liegenden Strukturen und entsprechend mehr durch die Keramikkrone an sich reflektiert wird [14, 15]. Das Ausmaß dieses Effekts hängt dabei vom Streuungs- und Absorptionskoeffizienten des verwendeten Werkstoffes ab [62]. Bezüglich des Maskierungseffekts konnte in zahlreichen Studien unabhängig des Keramikmaterials herausgefunden werden, dass eine Keramikstärke von 2,0 mm die darunterliegenden Strukturen suffizient abdeckt [1, 6, 14, 83]. Die Untersuchungen der vorliegenden Studie bezogen sich hierbei auf vollkeramische Frontzahn-Abutmentkronen mit einer Keramikstärke von 1,0 mm und 1,5 mm gegenüber des Referenzparameters von 2,0 mm. Die ermittelten Farbdifferenzen (ΔE) zeigten bei Reduktion der Keramikstärke, unabhängig von sonstigen Einflussfaktoren, stets eine statistisch signifikante Differenz mit $p < 0,001$. Bei Zunahme der Keramikstärke konnte man stets eine Abnahmetendenz der Farbdifferenzen (ΔE) feststellen. Zwischen den Vergleichsgruppen der Kronenrestaurationen zeigte sich ein ΔE -Wert von 4,93 bei Betrachtung von 1,0 mm Keramikstärke und der Referenzkeramikstärke 2,0 mm,

welcher im Vergleich zu 1,5 mm und 2,0 mm Keramikstärke mit $\Delta E > 3,7$ außerhalb des klinisch akzeptablen Bereich liegt und sich auf $\Delta E = 3,03$ verringerte, was entsprechend mit $\Delta E < 3,7$ in den klinisch akzeptablen Bereich fällt. Die Farbdifferenzen liegen zudem mit $\Delta E > 1$ beide oberhalb des Grenzwertes für eine wahrnehmbare Farbdifferenz.

Zahlreiche Studien belegen, dass die Keramikstärke eine signifikante Beeinflussung des farblichen Endergebnisses der keramischen Restauration darstellt [6, 15, 83, 97]. Eine Reduktion der Keramikstärke bewirkt eine Demaskierung der darunterliegenden Strukturen, welche zu klinisch wahrnehmbaren Farbdifferenzen führen kann [14]. Im Allgemeinen konnte festgestellt werden, dass die Reduktion der Keramikstärke von 2,0 mm auf 1,5 mm bzw. 1,0 mm zu wahrnehmbaren Farbdifferenzen führt, was sich auch im Rahmen der vorliegenden Untersuchung bestätigte, sodass eine ausreichende Maskierung der Stumpf- bzw. Abutmentfarbe durch die vollkeramische Restauration per se nicht garantiert werden kann [14]. So ergab sich für die Reduktion der Keramikstärke von 2,0 mm auf 1,0 mm mit $\Delta E = 4,93$ ein größerer Farbunterschied als die Reduktion von 2,0 mm auf 1,5 mm ($\Delta E = 3,03$), welcher auch oberhalb des Grenzwertes für einen klinisch akzeptablen Farbunterschied ($\Delta E > 3,7$) lag. In einer vergleichbaren in-vitro Studie von Chaiyabutr et al. und Niu et al. über den Einfluss der Abutmentfarbe, der Zementfarbe und der Keramikstärke von Implantatkronen aus IPS e.max CAD auf die resultierende Endfarbe konnte ebenso nachgewiesen werden, dass eine zunehmende Keramikstärke einen signifikanten Einfluss auf das Endfarbergebnis hat, was sich in niedrigeren ΔE -Werten verifiziert. Dabei wurden unter allen Testgruppen die niedrigsten ΔE -Werte bei Keramikstärken mit 2,5 mm dokumentiert [6, 81]. Die Ursache für die zum Teil klinisch inakzeptablen Farbdifferenzen zwischen den einzelnen Keramikstärken liegen zum Einen in den optischen Eigenschaften eines Zirkoniumdioxid- bzw. Titanabutments an sich begründet, da sie sich aufgrund ihrer Lichtundurchlässigkeit stark von den optischen Eigenschaften einer keramischen Restauration unterscheiden, sodass daraus ein entsprechend höherer Farbunterschied mit abnehmender Keramikstärke resultiert [6]. Zum Anderen kommt es ganz allgemein zu einer Veränderung der CIE $L^*a^*b^*$ -Koordinaten im dreidimensionalen Farbraum in Richtung Abutmentfarbe bei

Abnahme der Keramikstärke und Zunahme der Transluzenz [17]. In einer weiteren Studie über den Einfluss des Abutmentmaterials und der Keramikstärke auf die optischen Eigenschaften von Zahnrestorationen kamen Jirajariyavej et al. sogar zu dem Ergebnis, dass lediglich eine Keramikstärke von 2,5 mm einer hochtransluzenten Keramik über einem gelblichen Zirkoniumoxidabutment zu klinisch akzeptablen Ergebnissen führte ($\Delta E < 3$) [7]. Zusammengefasst kam die Mehrheit der Studien zu dem Ergebnis, dass eine Keramikstärke von mindestens 2,0 mm erforderlich ist, um unerwünschte optische Effekte der darunterliegenden, eventuell verfärbten Zahnstrukturen oder metallischen Abutments vermeiden zu können, was in vielen klinischen Fällen aufgrund von beispielsweise Platzmangel nicht umsetzbar ist [14, 41, 83]. In der Studie von Pires et al. geht zudem hervor, dass es ratsam sei, für metallische Substrukturen lediglich Keramikkrone zu verwenden, die eine hohe Opazität aufweisen, da es sonst zu klinisch inakzeptablen Ergebnissen kommt [84]. Die finale Farbwirkung einer vollkeramischen Kronenversorgung wie dem IPS e.max CAD wird im verstärkten Maße von der Keramikstärke geprägt. Dabei liegt es in der Verantwortung des behandelnden Zahnarztes, jede klinische Situation unter Berücksichtigung des verwendeten Keramiksystems und dessen Maskierungsfähigkeit individuell zu beurteilen, da dieses das ästhetische Farbergebnis maßgeblich beeinflusst. So sollte die Art der Keramik entsprechend der jeweiligen klinischen Situation und Platzverhältnisse sorgfältig abgewägt werden, da diese unter anderem unter Variation der Keramikstärke auch bei Implantatrestorationen das ästhetisch-optische Endergebnis maßgeblich beeinflusst [114].

Es konnte somit belegt werden, dass der Farbunterschied (ΔE) bei Kronenversorgungen auf Implantaten zunimmt, wenn die Keramikstärke abnimmt, sodass für diese Art von Restauration die erste Nullhypothese widerlegt werden kann.

6.2.2 Einfluss der Keramikfarbe und Transluzenz

Die Interaktion von Glasmatrix und Mikrokristallen in der Zusammensetzung der Keramik sowie der Zusatz von Farbpigmenten erzeugen einen maßgeblichen Einfluss auf die Farbe und letztlich auch die Transluzenz der vollkeramischen Restauration. Je niedriger der kristalline Anteil in der Keramik ist, desto größer ist die Transluzenz, was folglich die naturgemäße Reproduktion der gewünschten Zahnfarbe durch Transparenz und Fluoreszenz ermöglicht. Auf dem heutigen Dentalmarkt sind meist mehrere Transluzenzgrade der gewünschten Keramikfarbe erhältlich. In den meisten Untersuchungen wird nur unzureichend über die Auswirkungen der Keramikfarbe auf die Farbrealisation berichtet, da sich ein Großteil der in-vitro-Studien auf die Faktoren Keramikstärke, Transluzenzgrad und Stumpf- bzw. Abutmentfarbe konzentriert [6, 56]. Wie bereits zuvor erwähnt, hat der Anteil der Kristallpartikel im Verhältnis zur Glasphase durch die Lichtabsorption und -streuung einen ausschlaggebenden Einfluss auf die Transluzenz: je niedriger der kristalline Anteil, desto höher die Transluzenz der Restauration [78]. Der Grad der Komplexität im Hinblick auf die Farbbestimmung steigt mit zunehmender Transluzenz, da man umso mehr die Farbe der darunter liegenden Strukturen beachten und mit einkalkulieren sollte [14, 56]. Im klinischen Praxisalltag erfolgt die Auswahl der Keramikfarbe in aller Regel anhand der gewünschten Zielfarbe in Orientierung an die Nachbarbeziehung. Individualisierungen sind über sogenannte Malbrände oder auch mittels des Cut-Back Verfahrens möglich [6]. Die im Rahmen dieser in-vitro Studie ermittelten Farbdifferenzen (ΔE) zwischen der Keramikfarbe A1 (LT) als Referenzparameter und A2 (LT), A3 (LT), A3,5 (LT) und B2 (LT) belegen durchweg statistisch signifikante Unterschiede ($p < 0,05$) mit Ausnahme der Vergleichspartner A2 - A3, A2 - B2 (beide $p = 1,000$) und A3 - B2 ($p = 0,279$). Die ermittelten Farbdifferenzen (ΔE) zwischen den Keramikfarben mit Transluzenzgrad LT lagen stets oberhalb des Grenzwertes für einen klinisch akzeptablen Farbunterschied ($\Delta E > 3,7$). Die ermittelten Farbdifferenzen (ΔE) zwischen Keramikfarben A1 und A2 sowie A3 mit höherem Transluzenzgrad (HT) belegten ebenfalls signifikante Unterschiede ($p < 0,05$). Die Messungen zwischen dem Referenzparameter A1 und A2 liegen unterhalb $\Delta E = 3,7$ und sind folglich klinisch akzeptabel. Die

Ergebnisse in der Gruppe A3 liegen oberhalb $\Delta E = 3,7$ und sind somit klinisch inakzeptabel. Da der Großteil der verglichenen Keramikfarben im Rahmen der errechneten Farbdifferenzen (ΔE) offensichtlich einen statistisch signifikanten Einfluss auf die Farbrealisation von Implantatkronen zeigten, wären entsprechend fundierte Untersuchungen bezüglich der Keramikfarbe in Zukunft erstrebenswert, um die klinische Anwendung CAD/CAM-gefertigter Restaurationen auch im Hinblick auf die Auswahl der Keramikfarbe und Transluzenzgrade weiterführend zu erleichtern. Eine richtungsweisende Tendenz der ermittelten Farbdifferenzen (ΔE) zwischen den Keramikfarben lässt sich in dieser Studie folglich nicht eindeutig ergründen, sodass die 2. Nullhypothese weder bestätigt noch widerlegt werden kann.

6.2.3 Einfluss der Zementfarbe

Die Farbe des Befestigungszement kann je nach klinischer Gegebenheit hinsichtlich der Farbwirkung einer vollkeramischen Restauration positive wie auch negative Effekte erzeugen, wenngleich es auch die unbedeutendste Komponente hinsichtlich des Farbeinflusses repräsentiert [56]. Dennoch kann das Befestigungsmaterial durchaus einen beeinflussenden Faktor darstellen, wenn es sich um zementierte, implantatgetragene Restaurationen handelt, die auf Vollkeramikabutments befestigt werden. Handelt es sich um Metallabutments, kann letztendlich nur eine minimale Modifikation durch die Farbe, Transluzenz und Dicke des Befestigungsmaterials angenommen werden [6, 13, 80]. Bei Keramikstärken unter 1,5 mm kann die Farbe des Befestigungsmaterials einen beeinflussenden Faktor darstellen [6, 14, 56]. Allgemein lässt sich zusammenfassen, wenn die Keramikstärke abnimmt, so nimmt der Einfluss des Befestigungsmaterials zu [6, 41]. Im Rahmen dieser Studie finden die wasserlöslichen Try-in Pasten auf Glycerin-Basis des ästhetischen Befestigungscomposites Variolink® Esthetic DC der Firma Ivoclar Vivadent® Anwendung, um die Effekte auf die Farbrealisation zu untersuchen. Try-in Pasten dienen im Praxisalltag dem Überprüfen der Farbwirkung vor dem definitiven Eingliedern und sollen dementsprechend eine Erleichterung der Farbauswahl ermöglichen. Das dualhärtende Variolink® Esthetic DC mit den zugehörigen Try-in

Pasten steht in den fünf Farben Light+, Light, Neutral, Warm und Warm+ zur Verfügung. Der Zementspalt betrug für die Implantatkronen 0,1 mm. Die Auswirkung der Zementfarbe wurde im Vergleich zur Try-in Paste Neutral als Referenzparameter untersucht. Es konnte durchweg ein wahrnehmbarer Farbunterschied ($\Delta E > 1$) unabhängig der Farbe der Try-in Paste mit Ausnahme von Light festgestellt werden. Es lagen sämtliche Farbunterschiede (ΔE) im klinisch akzeptablen Bereich ($\Delta E < 3,7$). Der geringste Farbunterschied (ΔE) konnte bei dieser Untersuchung zwischen den Try-in Pasten Neutral und Light ($\Delta E = 0,87$) beobachtet werden. Die Differenz zwischen den Vergleichsgruppen der Kronenrestorationen ist mit $p < 0,001$ statistisch signifikant. In vergleichbaren Untersuchungen mit farblich unterschiedlichen Befestigungsmaterialien konnte ebenso belegt werden, dass durchaus ein signifikanter Einfluss der Farbe des Befestigungsmaterials auf vollkeramische Restaurationen besteht, wobei sich diese Studien in der Regel auf lediglich eine Keramikfarbe beschränken [6, 16, 56, 86, 87]. In anderen Studien wurde hingegen beobachtet, dass das Befestigungsmaterial nicht in der Lage war, die Farbe der darunter liegenden Strukturen zu maskieren und damit die finale Farbwirkung der Restauration signifikant zu beeinflussen [6, 13, 14, 85]. In der in-vitro-Untersuchung von Dede et al. über IPS e.max Press Keramikscheiben mit dem dualhärtenden Befestigungscomposite RelyX™ Unicem in A2, transluzent und weiß-opak (3M, Saint Paul, Minnesota, USA) stellte sich heraus, dass ein statistisch signifikanter Unterschied zwischen dem weiß-opaken Zement und den anderen Zementgruppen für Zirkoniumdioxid- und Titanabutments besteht: Während die ΔE -Werte für die Verwendung von weiß-opakem Zement auf einem Zirkoniumdioxidabutment signifikant stiegen, verringerten sie sich bei Verwendung des gleichen Zements auf einem Titanabutment [13]. Dieser Effekt zeigte sich auch in der in-vitro Studie von Chang et al. über Auswirkungen der Befestigungssysteme Variolink II® (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein), Esthetic® cement (Kurarey, NY, USA) und Nexus® II (Kerr, Emeryville, CA, USA) auf vollkeramische Kronen [56]. Dieses Ergebnis wurde ebenso in einer Studie von Czigola et al. über die Effekte vom Befestigungsmaterial Variolink® Esthetic und Kronen aus IPS E.max CAD belegt: in einigen Fällen verhalf ein weiß-opakes Befestigungsmaterial die

darunterliegenden, dunkleren Zahnstrukturen zu maskieren [88]. In der vorliegenden Studie ist dieser Effekt ebenfalls geringfügig zu erkennen. Der resultierende Farbunterschied bei Verwendung der Farbe Light+ auf Titanabutments ist mit $\Delta E = 2,62$ etwas niedriger im Vergleich zu Light+ auf einem Zirkoniumdioxidabutment Shade 00 ($\Delta E = 2,71$). Somit ist grundsätzlich davon auszugehen, dass der Einsatz eines weiß-opaken Befestigungsmaterials hilfreich dabei sein kann, das dunkle Erscheinungsbild eines Metallabutments oder dunkel verfärbter Zahnstümpfe effektiver zu maskieren als transparente Präparate [12, 13, 114, 115]. Umso höher der Anteil der Farbpigmente im verwendeten Befestigungsmaterial ist, desto größer ist auch der Einfluss auf die Farbrealisation der vollkeramischen Restauration, was sich auch in der vorliegenden Studie größtenteils bestätigt [114]. Die in dieser Untersuchung eingesetzten Try-in Pasten Light, Neutral und Warm haben aufgrund einer geringeren Opazität einen signifikant kleineren Effekt auf die Farbrealisation von Implantat-Abutmentkronen, was den variierenden optischen Beschaffenheiten zwischen transluzenten vollkeramischen Kronen und opaken Abutments zu Grunde liegt [41, 67]. Die vorliegenden Widersprüche in den Ergebnissen der einzelnen Studien lassen sich am ehesten durch die Verwendung unterschiedlicher Materialien und Restaurationsarten erklären. Es konnte nachgewiesen werden, dass Präparate mit identischen Farbbezeichnungen verschiedener Befestigungssysteme signifikant differierende Farbkoordinaten und Opazitäten aufweisen [56]. Die eingesetzten Vollkeramiksysteme und Befestigungssysteme weisen zudem in ihren optischen Eigenschaften Unterschiede hinsichtlich ihrer Zusammensetzung und Brechungsindices auf, sodass die Farbe des Befestigungsmaterials einen mehr oder weniger starken Einfluss auf die Farbrealisation zeigen kann [81].

Die Nullhypothese, dass die Farbdifferenz (ΔE) im Vergleich zur Try-in Paste mit der Farbe Neutral nicht zunimmt, je opaker bzw. dunkler die Farbe der Try-in Paste ist, lässt sich bei der Versorgung von Zirkoniumdioxid-Abutments mit Frontzahnkronen somit widerlegen. Bei der Verwendung von Titanabutments lässt sich keine richtungsweisende Tendenz erkennen. Letztendlich kann die Wahl des Befestigungszementes einen wahrnehmbaren Unterschied ausmachen, weist jedoch

einen unzureichenden Effekt auf, wenn es um die Maskierung dunkler Substrukturen wie z.B. metallischen Abutments geht.

6.2.4 Einfluss der Abutmentfarbe

Die Abutmentfarbe wird in der aktuell vorhandenen Literatur als das bedeutungsvollste Kriterium im Zusammenspiel der einzelnen Komponenten, die auf die Farbrealisation vollkeramischer Restaurationen wirken, beschrieben [56]. Im Allgemeinen gilt es, dass es zu größeren Farbdifferenzen (ΔE -Werten) kommt, je dunkler die darunter liegende Struktur ist, was insbesondere bei dunklen Stumpffarben klinisch wahrnehmbar ist ($\Delta E > 2$) [6, 76].

Der Einfluss der Abutmentfarbe auf die Farbrealisation von vollkeramischen Implantatrestaurationen im Frontzahnbereich wurde in dieser Studie mithilfe von vier Zirkoniumdioxid-Abutments in den Farben Shade 00, Shade 10, Shade 20 und Shade 30 sowie einem Titanabutment untersucht. Als Referenz-Abutment wurde das Zirkoniumdioxid-Abutment der Farbe Shade 00 ausgewählt. Im Hinblick auf die Farbdifferenzen (ΔE) der unterschiedlichen Abutments belegen die Ergebnisse dieser Untersuchung einen signifikanten Unterschied ($p < 0,05$). Im Vergleich der Abutmentfarbe Shade 00 versus Shade 10, Shade 20, Shade 30 und Titan stellt man eine steigende Tendenz der ermittelten Farbdifferenzen (ΔE) fest, je dunkler die Abutmentfarbe wird, was mit den Ergebnissen anderer, vergleichbarer Studien übereinstimmt. Die Ergebnisse der Messungen mit dem Titan-Abutment liegen oberhalb des Grenzwertes für einen klinisch akzeptablen Farbunterschied ($\Delta E > 3,7$). Die Farbdifferenz zwischen den vollkeramischen Restaurationen auf den Zirkoniumdioxid-Abutments der Farbe Shade 00 und Shade 10, Shade 20 und Shade 30 liegen mit $\Delta E > 1$ im klinisch wahrnehmbaren und akzeptablen Bereich ($\Delta E < 3,7$). Insbesondere bei Implantatversorgungen kommt es durch den Einsatz von Abutments aus Zirkoniumdioxid oder Titan besonders im ästhetisch anspruchsvollen Frontzahngebiet zu Herausforderungen hinsichtlich der korrekten Farbbestimmung, unter anderem auch aus dem Grund, dass Titan-Abutments aufgrund der guten Ergebnisse hinsichtlich biologischer und mechanischer Vorzüge

immer noch als Goldstandard gelten [13, 19]. Titan-Abutments stellen daher die im klinischen Alltag am häufigsten verwendete Variante dar, wenn es sich um zementierte Implantatversorgungen handelt [15]. Grundsätzlich ist das Erscheinungsbild von Vollkeramikronen auf Zirkoniumdioxid-Abutments heller als auf Abutments aus Titan oder Gold-Palladium, was durch eine erhöhte Absorption und geringere Reflektion des eintreffenden Lichts durch das Metall zu erklären ist. Laut der Studie von Nakamura et al. hatte ein metallischer Stumpfaufbau jedoch keinen Effekt auf das optische Erscheinungsbild, wenn die Kronenstärke mehr als 1,6 mm beträgt [15]. Auf ein ähnliches Ergebnis kamen auch Vichi et al.: betrug die Keramikstärke mehr als 1,5 mm, hatte die darunterliegende Struktur keinen signifikanten Einfluss auf die Farbwirkung der vollkeramischen Restauration [14]. Im Gegensatz zu den oben genannten Ergebnissen von Nakamura et al. und Vichi et al. kamen jedoch Dede et al. in ihrer in-vitro Studie zu dem Resultat, dass eine Kronenstärke von 1,5 mm nicht ausreichend war, um die dunklen Farbeffekte von Titan-Abutments und Gold-Palladium-Abutments zu maskieren [13]. Die Ergebnisse der vorliegenden Untersuchung stimmen mit dieser Beobachtung überein: die vollständige Maskierung des Titan-Abutments war unabhängig von der Keramikstärke nicht möglich. Folglich ist es ratsam, besonders bei stark verfärbten Stümpfen, metallischen Aufbauten oder Implantat-Abutments aus Titan eine Keramikstärke von mehr als 1,5 mm zu berücksichtigen, sollte dies durch entsprechende Voraussetzungen wie ein ausreichendes Platzangebot und angemessene Präparationsmaßnahmen möglich sein. Handelt es sich um Implantatrestorationen im Frontzahnggebiet, wäre von vorneherein ein Abutment aus Aluminiumoxid oder Zirkoniumdioxid zu bevorzugen. Diese sind je nach Herstellern in verschiedenen Farbnuancen erhältlich. Ergebnisse über die Auswirkungen verschiedenfarbiger Zirkoniumdioxidabutments auf die Farbrealisation vollkeramischer Restaurationen liegen jedoch zum aktuellen Zeitpunkt nur vereinzelt in der Literatur vor. Dede et al. berichteten in einer Studie über den Einfluss des Abutmentmaterials auf die Farbe verschiedener Keramiksysteeme, dass sich Zirkoniumdioxid im Hinblick auf die Farbrealisation als das am geeignetste Abutmentmaterial für implantatgetragene Vollkeramikrestauration erwies,

wohingegen die Kombination Titanabutment und Lithiumdisilikat-Keramikkrone stets zu klinisch inakzeptablen Ergebnissen führte ($\Delta E > 2,25$) [46]. Dies lässt sich dadurch erklären, dass das auf das Zirkoniumdioxid-Abutment einfallende Licht im Gegensatz zu Titan-Abutments auf andere Art und Weise reflektiert wird, sodass die vollkeramische Restauration insgesamt heller erscheint [67].

Die Verwendung von monolithischen, hochtransluzenten Vollkeramik-Systemen in Kombination mit Titan-Abutments sollte folglich insbesondere für den Frontzahnbereich sorgfältig abgewägt werden [15, 51]. Die vollumfassende Kenntnis über das verwendete Vollkeramik-System mit seinen entsprechenden Eigenschaften sowie die Kommunikation der verwendeten Abutmentfarbe mit dem Zahntechniker ist für die Anfertigung eines hochästhetischen Zahnersatzes von zentraler Bedeutung.

Die Nullhypothese, dass die Farbdifferenz (ΔE) zwischen der Abutmentfarbe Shade 00 und den anderen Abutmentfarben nicht zunimmt, je dunkler die Abutmentfarbe ist, kann somit anhand der Ergebnisse dieser Untersuchung widerlegt werden.

7 Zusammenfassung

Ziel dieser Studie war es, den kumulativen Effekt der Untersuchungsparameter Keramikstärke, Keramikfarbe, Zementfarbe und Farbe des Befestigungsmaterials auf die Farbrealisation von Frontzahn-Abutmentkronen zu analysieren. Die dafür benötigten vollanatomischen Einzelzahnkronen wurden CAD/CAM-unterstützt in den Keramikstärken 1,0 mm, 1,5 mm und 2,0 mm sowie in den Farben A1, A2, A3, A3,5 und B2 eigens hergestellt. Bei dem verwendeten Material handelte es sich um eine Lithiumdisilikat-Keramik (LS₂) der Firma Ivoclar Vivadent® mit dem Herstellernamen IPS e.max CAD. Insgesamt wurden 120 LS₂-Kronen, davon 75 in der Transluzenzstufe LT (low translucency) und 45 in der Transluzenzstufe HT (high translucency), angefertigt. Jede der oben genannten Zahnfarben wurde demnach in jeder Schichtdicke fünf Mal gefräst. Die wasserlöslichen Try-in Pasten in den Farben Warm+, Warm, Neutral, Light und Light+ des ästhetischen Befestigungscomposites Variolink® Esthetic DC der Firma Ivoclar Vivadent® ermöglichten das temporäre Befestigen der Implantatkronen auf den zu vermessenen Abutments. Bei den verwendeten Abutments handelte es sich um das Atlantis Abutment-System der Firma Dentsply Sirona, welches in vier verschiedenen Zirkoniumdioxid-Farben (Shade 00, Shade 10, Shade 20 und Shade 30) und als Titan-Abutment erhältlich ist. Für jede mögliche Kombination aus Keramikstärke, Keramikfarbe, Abutmentfarbe und Farbe des Befestigungsmaterials wurde unter Einsatz des Spektralphotometer VITA Easyshade® Advance 4.0 eine spektralphotometrische Analyse durchgeführt. Jede Krone wurde drei Mal hintereinander gemessen, sodass sich daraus insgesamt 9000 Messungen ergaben. Die in der statistischen Auswertung gewonnenen CIE L*a*b*-Farbkoordinaten ermöglichten mithilfe eines vorab festgelegten Referenzparameters die Berechnung der Farbdifferenzen (ΔE). Innerhalb eines Faktors wurde mithilfe der post-hoc Bonferroni-Untersuchung eine einfaktorielle Varianzanalyse (ANOVA) durchgeführt.

Im Hinblick auf die Keramikstärke belegten die Ergebnisse dieser Untersuchung einen signifikanten Unterschied ($p < 0,05$) zwischen den errechneten Farbdifferenzen (ΔE). Bei Zunahme der Keramikstärke war stets eine Abnahmetendenz der Farbdifferenzen (ΔE) zu beobachten. Zwischen den

Vergleichsgruppen der Kronenrestorationen ergaben sich bei Reduktion der Keramikstärke von 2,0 mm auf 1,0 mm stets klinisch inakzeptable Farbdifferenzen ($\Delta E > 3,7$), wohingegen die ermittelten Farbdifferenzen bei Reduktion von 2,0 mm auf 1,5 mm im klinisch akzeptablen Bereich lagen ($\Delta E < 3,7$).

Die ermittelten Farbdifferenzen (ΔE) der in dieser in-vitro Studie untersuchten Keramikfarben belegten durchweg statistisch signifikante Unterschiede ($p < 0,05$) mit Ausnahme der Vergleichspartner A2 - A3, A2 - B2 und A3 - B2. Die ermittelten Farbdifferenzen (ΔE) zwischen den Keramikfarben mit Transluzenzgrad LT lagen stets oberhalb des Grenzwertes für einen klinisch akzeptablen Farbunterschied ($\Delta E > 3,7$). Die ermittelten Farbdifferenzen (ΔE) zwischen den Keramikfarben mit Transluzenzgrad HT belegten ebenfalls signifikante Unterschiede ($p < 0,05$). Die Messungen zwischen dem Referenzparameter A1 und A2 lagen unterhalb $\Delta E = 3,7$ und waren folglich klinisch akzeptabel. Die Ergebnisse in der Gruppe A3 zeigten sich als klinisch inakzeptabel ($\Delta E > 3,7$).

Bei Betrachtung der ermittelten Farbdifferenzen (ΔE) des eingesetzten Befestigungsmaterials konnte stets ein wahrnehmbarer Farbunterschied ($\Delta E > 1$) unabhängig der Farbe der Try-in Paste mit Ausnahme von Light festgestellt werden. Es lagen sämtliche Farbunterschiede im klinisch akzeptablen Bereich ($\Delta E < 3,7$). Der geringste Farbunterschied konnte bei dieser Untersuchung zwischen den Try-in Pasten Neutral und Light beobachtet werden. Die Differenz zwischen den Vergleichsgruppen aller Kronenrestorationen war unter allen Zementfarben statistisch signifikant ($p < 0,05$). Grundsätzlich war zu beobachten, dass eine zunehmende Farbpigmentierung eine Zunahme der Farbdifferenzen (ΔE) bewirkte.

Die Ergebnisse der Farbdifferenzen zwischen den untersuchten Abutmentfarben belegten in dieser Untersuchung durchweg einen signifikanten Unterschied ($p < 0,05$). Im Vergleich der Abutmentfarbe Shade 00 mit Shade 10, Shade 20, Shade 30 und Titan stellt man eine steigende Tendenz der ermittelten Farbdifferenzen (ΔE) fest, je dunkler die Abutmentfarbe wird. Die Ergebnisse der Messungen mit dem Titan-Abutment lagen stets oberhalb des Grenzwertes für einen klinisch akzeptablen Farbunterschied ($\Delta E > 3,7$). Die Farbdifferenz zwischen den vollkeramischen Restaurationen auf den Zirkoniumdioxid-Abutments der Farbe

Shade 00 und Shade 10, Shade 20 und Shade 30 lagen mit $\Delta E > 1$ im klinisch wahrnehmbaren und akzeptablen Bereich ($\Delta E < 3,7$).

Keramikstärke, Keramikfarbe, Farbe des Befestigungsmaterials und Abutmentfarbe, aber auch die Art der Keramik sowie die Restauration an sich verkörpern die wesentlichen Einflussfaktoren auf die Farbrealisation von Vollkeramikrestorationen in der ästhetischen Zahnheilkunde. Ein fundiertes Wissen über das verwendete Vollkeramik-System mit den entsprechenden Eigenschaften sowie die Kommunikation der verwendeten Stumpf-/ Abutmentfarbe mit dem Zahntechniker ist für die Anfertigung eines hochästhetischen Zahnersatzes von zentraler Bedeutung. Ziel dieser in-vitro-Studie war es, den summierenden Effekt der oben genannten Parameter auf die finale Restaurationsfarbe zu untersuchen und zusammen mit den Ergebnissen simultaner Studien über die Restaurationsarten Veneers und Einzelzahnkronen auf Stümpfen in einen praxisnahen Kontext zu setzen. Die in diesen Untersuchungen neu gewonnenen Richtwerte sollen in einem zweiten Schritt im klinischen Alltag dem behandelnden Zahnarzt dazu verhelfen, entsprechend definierte Farbparameter unter den vorgegebenen Umständen mithilfe einer Softwareapplikation vorhersagbar bestimmen zu können. So soll es möglich sein, die gewünschte Zielfarbe der CAD/CAM-gefertigten Keramikrestauration objektiv zu realisieren, indem einstellbare Steuergrößen wie Stumpf-/Abutmentfarbe, vestibuläre Keramikschichtstärke und Restaurationsart einen Kombinationsvorschlag aus Keramikfarbe und Farbe des Befestigungsmaterials ermitteln.

8 Literaturverzeichnis

1. McLean JW. The science and art of dental ceramics. *Oper Dent.* 1991;16(4):149-56.
2. Herrguth M, Wichmann M, Reich S. The aesthetics of all-ceramic veneered and monolithic CAD/CAM crowns. *J Oral Rehabil.* 2005;32(10):747-52.
3. Park SE, Da Silva JD, Weber HP, Ishikawa-Nagai S. Optical phenomenon of peri-implant soft tissue. Part I. Spectrophotometric assessment of natural tooth gingiva and peri-implant mucosa. *Clin Oral Implants Res.* 2007;18(5):569-74.
4. Lee YK, Yu B, Lee SH, Cho MS, Lee CY, Lim HN. Shade compatibility of esthetic restorative materials--A review. *Dent Mater.* 2010;26(12):1119-26.
5. Zarone F, Russo S, Sorrentino R. From porcelain-fused-to-metal to zirconia: clinical and experimental considerations. *Dent Mater.* 2011;27(1):83-96.
6. 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. *J Prosthet Dent.* 2011;105(2):83-90.
7. Jirajariyavej B, Wanapirom P, Anunmana C. Influence of implant abutment material and ceramic thickness on optical properties. *J Prosthet Dent.* 2018;119(5):819-25.
8. Kern M, Beuer F, Frankenberger R, Kohal RJ, Kunzelmann KH, Mehl A, et al. *auf einen Blick.* 6 ed. Ettlingen: Arbeitsgemeinschaft für Keramik in der Zahnheilkunde e.V.; 2015.

9. Strub JR, Kern M, Türp JC, Witkowski S, Heydecke G, Wolfart S. Curriculum Prothetik Band II. 4th ed. Berlin: Quintessenz Verlags-GmbH; 2010.
10. Tan K, Pjetursson BE, Lang NP, Chan ES. A systematic review of the survival and complication rates of fixed partial dentures (FPDs) after an observation period of at least 5 years. *Clin Oral Implants Res.* 2004;15(6):654-66.
11. Anusavice KJ. Recent developments in restorative dental ceramics. *J Am Dent Assoc.* 1993;124(2):72-4, 6-8, 80-4.
12. Capa N, Tuncel I, Tak O, Usumez A. The Effect of Luting Cement and Titanium Base on the Final Color of Zirconium Oxide Core Material. *J Prosthodont.* 2017;26(2):136-40.
13. Dede DO, Armaganci A, Ceylan G, Cankaya S, Celik E. Influence of abutment material and luting cements color on the final color of all ceramics. *Acta Odontol Scand.* 2013;71(6):1570-8.
14. Vichi A, Ferrari M, Davidson CL. Influence of ceramic and cement thickness on the masking of various types of opaque posts. *J Prosthet Dent.* 2000;83(4):412-7.
15. Nakamura T, Saito O, Fuyikawa J, Ishigaki S. Influence of abutment substrate and ceramic thickness on the colour of heat-pressed ceramic crowns. *J Oral Rehabil.* 2002;29(9):805-9.
16. Shokry TE, Shen C, Elhosary MM, Elkhodary AM. Effect of core and veneer thicknesses on the color parameters of two all-ceramic systems. *J Prosthet Dent.* 2006;95(2):124-9.

17. 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.
18. Kohal RJ, Klaus G, Strub JR. Zirconia-implant-supported all-ceramic crowns withstand long-term load: a pilot investigation. *Clin Oral Implants Res*. 2006;17(5):565-71.
19. Kohal RJ, Att W, Bachle M, Butz F. Ceramic abutments and ceramic oral implants. An update. *Periodontol 2000*. 2008;47:224-43.
20. Albrektsson T, Donos N, Working G. Implant survival and complications. The Third EAO consensus conference 2012. *Clin Oral Implants Res*. 2012;23 Suppl 6:63-5.
21. Strub JR, Kern M, Türp JC, Witkowski S, Heydecke G, Wolfart S. *Curriculum Prothetik Band III*. Berlin: Quintessenz Verlags-GmbH; 2011.
22. Jung RE, Sailer I, Hammerle CH, Attin T, Schmidlin P. In vitro color changes of soft tissues caused by restorative materials. *Int J Periodontics Restorative Dent*. 2007;27(3):251-7.
23. Bressan E, Paniz G, Lops D, Corazza B, Romeo E, Favero G. Influence of abutment material on the gingival color of implant-supported all-ceramic restorations: a prospective multicenter study. *Clin Oral Implants Res*. 2011;22(6):631-7.
24. Gutwald R, Gellrich NC, Schmelzeisen R. *Einführung in die zahnärztliche Chirurgie und Implantologie*. 2. ed. Köln: Deutscher Ärzte-Verlag GmbH; 2010.

25. Marxkors R. Lehrbuch der zahnärztlichen Prothetik. 5. ed. Köln: Deutscher Ärzte-Verlag GmbH; 2010.
26. Tischler M. Dental implants in the esthetic zone. Considerations for form and function. N Y State Dent J. 2004;70(3):22-6.
27. Levin L, Pathael S, Dolev E, Schwartz-Arad D. Aesthetic versus surgical success of single dental implants: 1- to 9-year follow-up. Pract Proced Aesthet Dent. 2005;17(8):533-8; quiz 40, 66.
28. Jokstad A, Braegger U, Brunski JB, Carr AB, Naert I, Wennerberg A. Quality of dental implants. Int Dent J. 2003;53(6 Suppl 2):409-43.
29. Jung RE, Zembic A, Pjetursson BE, Zwahlen M, Thoma DS. Systematic review of the survival rate and the incidence of biological, technical, and aesthetic complications of single crowns on implants reported in longitudinal studies with a mean follow-up of 5 years. Clin Oral Implants Res. 2012;23 Suppl 6:2-21.
30. Pjetursson BE, Bragger U, Lang NP, Zwahlen M. Comparison of survival and complication rates of tooth-supported fixed dental prostheses (FDPs) and implant-supported FDPs and single crowns (SCs). Clin Oral Implants Res. 2007;18 Suppl 3:97-113.
31. Jung RE, Pjetursson BE, Glauser R, Zembic A, Zwahlen M, Lang NP. A systematic review of the 5-year survival and complication rates of implant-supported single crowns. Clin Oral Implants Res. 2008;19(2):119-30.
32. Pjetursson BE, Sailer I, Zwahlen M, Hammerle 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. *Clin Oral Implants Res.* 2007;18 Suppl 3:73-85.
33. Glauser R, Sailer I, Wohlwend A, Studer S, Schibli M, Scharer P. Experimental zirconia abutments for implant-supported single-tooth restorations in esthetically demanding regions: 4-year results of a prospective clinical study. *Int J Prosthodont.* 2004;17(3):285-90.
 34. Geller W. Dark and shaded zones - One of the important aspects of the W. Geller creative color technic. *Quintessenz Zahntech.* 1982;8(4):467-73.
 35. McLean JW. Evolution of dental ceramics in the twentieth century. *J Prosthet Dent.* 2001;85(1):61-6.
 36. Magne P, Belser U. Esthetic improvements and in vitro testing of In-Ceram Alumina and Spinell ceramic. *Int J Prosthodont.* 1997;10(5):459-66.
 37. Seghi RR, Denry IL, Rosenstiel SF. Relative fracture toughness and hardness of new dental ceramics. *J Prosthet Dent.* 1995;74(2):145-50.
 38. Olsson KG, Furst B, Andersson B, Carlsson GE. A long-term retrospective and clinical follow-up study of In-Ceram Alumina FPDs. *Int J Prosthodont.* 2003;16(2):150-6.
 39. Christel P, Meunier A, Heller M, Torre JP, Peille CN. Mechanical properties and short-term in-vivo evaluation of yttrium-oxide-partially-stabilized zirconia. *J Biomed Mater Res.* 1989;23(1):45-61.

40. Guazzato M, Albakry M, Ringer SP, Swain MV. Strength, fracture toughness and microstructure of a selection of all-ceramic materials. Part II. Zirconia-based dental ceramics. *Dent Mater.* 2004;20(5):449-56.
41. Heffernan MJ, Aquilino SA, Diaz-Arnold AM, Haselton DR, Stanford CM, Vargas MA. Relative translucency of six all-ceramic systems. Part I: core materials. *J Prosthet Dent.* 2002;88(1):4-9.
42. 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. *Dent Mater.* 2015;31(6):624-39.
43. Diniz AC, Nascimento RM, Souza JC, Henriques BB, Carreiro AF. Fracture and shear bond strength analyses of different dental veneering ceramics to zirconia. *Mater Sci Eng C Mater Biol Appl.* 2014;38:79-84.
44. Swain MV. Unstable cracking (chipping) of veneering porcelain on all-ceramic dental crowns and fixed partial dentures. *Acta Biomater.* 2009;5(5):1668-77.
45. 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. *J Am Dent Assoc.* 2010;141(11):1317-29.
46. Dede DO, Armaganci A, Ceylan G, Celik E, Cankaya S, Yilmaz B. Influence of implant abutment material on the color of different ceramic crown systems. *J Prosthet Dent.* 2016;116(5):764-9.
47. Paravina RD. Critical appraisal. Color in dentistry: match me, match me not. *J Esthet Restor Dent.* 2009;21(2):133-9.

48. Paravina RD, Majkic G, Imai FH, Powers JM. Optimization of tooth color and shade guide design. *J Prosthodont.* 2007;16(4):269-76.
49. Massoud YA. A method for fabricating a cast post and core that is esthetic when used under an all-ceramic crown. *J Prosthet Dent.* 2002;88(5):553-4.
50. Jalali H, Alizadeh ES, Sadighpour L, Shabestari GO, Fard MJ. The effect of background and ceramic thickness on the color of an all-ceramic restorative system. *J Calif Dent Assoc.* 2010;38(3):179-86.
51. Prestipino V, Ingber A. Esthetic high-strength implant abutments. Part I. *J Esthet Dent.* 1993;5(1):29-36.
52. Gu XH, Kern M. Marginal discrepancies and leakage of all-ceramic crowns: influence of luting agents and aging conditions. *Int J Prosthodont.* 2003;16(2):109-16.
53. Li Q, Yu H, Wang YN. Spectrophotometric evaluation of the optical influence of core build-up composites on all-ceramic materials. *Dent Mater.* 2009;25(2):158-65.
54. 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. *J Esthet Restor Dent.* 2003;15(6):353-60; discussion 61.
55. Niu E, Agustin M, Douglas RD. Color match of machinable lithium disilicate ceramics: Effects of cement color and thickness. *J Prosthet Dent.* 2014;111(1):42-50.

56. Chang J, Da Silva JD, Sakai M, Kristiansen J, Ishikawa-Nagai S. The optical effect of composite luting cement on all ceramic crowns. *J Dent.* 2009;37(12):937-43.
57. Dennison JB, Powers JM, Koran A. Color of dental restorative resins. *J Dent Res.* 1978;57(4):557-62.
58. Sailer I, Pjetursson BE, Zwahlen M, Hammerle 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. *Clin Oral Implants Res.* 2007;18 Suppl 3:86-96.
59. 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). *Dent Mater.* 2015;31(6):603-23.
60. Chu SJ. Use of a reflectance spectrophotometer in evaluating shade change resulting from tooth-whitening products. *J Esthet Restor Dent.* 2003;15 Suppl 1:S42-8.
61. Chu SJ, Devigus A, Mieleszko AJ. *Dentale Farbenlehre - Farbbestimmung und Farbkommunikation in der ästhetischen Zahnmedizin.* 1st ed. Berlin: Quintessenz Verlags-GmbH; 2004.
62. Jorgenson MW, Goodkind RJ. Spectrophotometric study of five porcelain shades relative to the dimensions of color, porcelain thickness, and repeated firings. *J Prosthet Dent.* 1979;42(1):96-105.

63. Berns RS. Billmeyer and Saltzman's Principles of Color Technology. 3rd ed: Wiley & Sons; 2000.
64. Kaur A, Kranthi BV. Comparison between YCbCr Color Space and CIE Lab Color Space for Skin Color Segmentation. International Journal of Applied Information Systems (IJ AIS). July 2012;3.
65. Colour Physics for Industry. Second Edition ed. McDonald R, editor. Bradford, West Yorkshire: Society of Dyers and Colourists; 1997.
66. Paul S, Peter A, Pietrobon N, Hammerle CH. Visual and spectrophotometric shade analysis of human teeth. J Dent Res. 2002;81(8):578-82.
67. Johnston WM, Kao EC. Assessment of appearance match by visual observation and clinical colorimetry. J Dent Res. 1989;68(5):819-22.
68. Ruyter IE, Nilner K, Moller B. Color stability of dental composite resin materials for crown and bridge veneers. Dent Mater. 1987;3(5):246-51.
69. Russell MD, Gulfraz M, Moss BW. In vivo measurement of colour changes in natural teeth. J Oral Rehabil. 2000;27(9):786-92.
70. Cal E, Sonugelen M, Guneri P, Kesercioglu A, Kose T. Application of a digital technique in evaluating the reliability of shade guides. J Oral Rehabil. 2004;31(5):483-91.
71. Ishikawa-Nagai S, Yoshida A, Da Silva JD, Miller L. Spectrophotometric analysis of tooth color reproduction on anterior all-ceramic crowns: Part 1: analysis and interpretation of tooth color. J Esthet Restor Dent. 2010;22(1):42-52.

72. Ishikawa-Nagai S, Sato R, Furukawa K, Ishibashi K. Using a computer color-matching system in color reproduction of porcelain restorations. Part 1: Application of CCM to the opaque layer. *Int J Prosthodont.* 1992;5(6):495-502.
73. Ishikawa-Nagai S, Sawafuji F, Tsuchitani H, Sato RR, Ishibashi K. Using a computer color-matching system in color reproduction of porcelain restorations. Part 2: Color reproduction of stratiform-layered porcelain samples. *Int J Prosthodont.* 1993;6(6):522-7.
74. Ishikawa-Nagai S, Sato RR, Shiraishi A, Ishibashi K. Using a computer color-matching system in color reproduction of porcelain restorations. Part 3: A newly developed spectrophotometer designed for clinical application. *Int J Prosthodont.* 1994;7(1):50-5.
75. Horn DJ, Bulan-Brady J, Hicks ML. Sphere spectrophotometer versus human evaluation of tooth shade. *J Endod.* 1998;24(12):786-90.
76. Seghi RR, Hewlett ER, Kim J. Visual and instrumental colorimetric assessments of small color differences on translucent dental porcelain. *J Dent Res.* 1989;68(12):1760-4.
77. van der Burgt TP, ten Bosch JJ, Borsboom PC, Kortsmits WJ. A comparison of new and conventional methods for quantification of tooth color. *J Prosthet Dent.* 1990;63(2):155-62.
78. Seghi RR, Johnston WM, O'Brien WJ. Spectrophotometric analysis of color differences between porcelain systems. *J Prosthet Dent.* 1986;56(1):35-40.
79. O'Brien WJ. Double layer effect and other optical phenomena related to esthetics. *Dent Clin North Am.* 1985;29(4):667-72.

80. Dede DO, Ceylan G, Yilmaz B. Effect of brand and shade of resin cements on the final color of lithium disilicate ceramic. *J Prosthet Dent.* 2017;117(4):539-44.
81. Niu E, Agustin M, Douglas RD. Color match of machinable lithium disilicate ceramics: effects of foundation restoration. *J Prosthet Dent.* 2013;110(6):501-9.
82. 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.
83. Douglas RD, Przybylska M. Predicting porcelain thickness required for dental shade matches. *J Prosthet Dent.* 1999;82(2):143-9.
84. Pires LA, Novais PM, Araujo VD, Pegoraro LF. Effects of the type and thickness of ceramic, substrate, and cement on the optical color of a lithium disilicate ceramic. *J Prosthet Dent.* 2017;117(1):144-9.
85. 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.
86. Xing W, Jiang T, Ma X, Liang S, Wang Z, Sa Y, et al. Evaluation of the esthetic effect of resin cements and try-in pastes on ceromer veneers. *J Dent.* 2010;38 Suppl 2:e87-94.
87. Barath VS, Faber FJ, Westland S, Niedermeier W. Spectrophotometric analysis of all-ceramic materials and their interaction with luting agents and different backgrounds. *Adv Dent Res.* 2003;17:55-60.

88. Czigola A, Abram E, Kovacs ZI, Marton K, Hermann P, Borbely J. Effects of substrate, ceramic thickness, translucency, and cement shade on the color of CAD/CAM lithium-disilicate crowns. *J Esthet Restor Dent.* 2019;31(5):457-64.
89. Bull R, Rumsey N. *The Social Psychology of Facial Appearance.* New York: Springer-Verlag; 1988.
90. Davis LG, Ashworth PD, Spriggs LS. Psychological effects of aesthetic dental treatment. *J Dent.* 1998;26(7):547-54.
91. Rufenacht CR. *Ästhetik in der Zahnheilkunde.* Berlin: Quintessenz; 1990.
92. Josef Schmidseher TM. *Farbatlant der Zahnmedizin - Ästhetische Zahnmedizin.* 2. ed. Stuttgart: Herbert F. Wolf; 2009.
93. Faber FJ. Die Bestimmung der Zahnfarbe. *Dtsch Zahnärztl Z.* 2002;57(8):448-9.
94. Kim-Pusateri S, Brewer JD, Davis EL, Wee AG. Reliability and accuracy of four dental shade-matching devices. *J Prosthet Dent.* 2009;101(3):193-9.
95. Spies BC, Pieralli S, Vach K, Kohal RJ. CAD/CAM-fabricated ceramic implant-supported single crowns made from lithium disilicate: Final results of a 5-year prospective cohort study. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2017;19(5):876-83.
96. Conrad HJ, Seong W-J, Pesun IJ. Current ceramic materials and systems with clinical recommendations: A systematic review. *The Journal of Prosthetic Dentistry.* 2007;98(5):389-404.

97. Kelly JR, Benetti P. Ceramic materials in dentistry: historical evolution and current practice. *Aust Dent J.* 2011;56 Suppl 1:84-96.
98. O'Brien WJ, Kay KS, Boenke KM, Groh CL. Sources of color variation on firing porcelain. *Dent Mater.* 1991;7(3):170-3.
99. Barghi N. Color and glaze: effects of repeated firings. *J Prosthet Dent.* 1982;47(4):393-5.
100. Barghi N, Richardson JT. A study of various factors influencing shade of bonded porcelain. *J Prosthet Dent.* 1978;39(3):282-4.
101. Chu SJ, Trushkowsky RD, Paravina RD. Dental color matching instruments and systems. Review of clinical and research aspects. *J Dent.* 2010;38 Suppl 2:e2-16.
102. Kielbassa AM, Beheim-Schwarzbach NJ, Neumann K, Nat R, Zantner C. In vitro comparison of visual and computer-aided pre- and post-tooth shade determination using various home bleaching procedures. *J Prosthet Dent.* 2009;101(2):92-100.
103. Lagouvardos PE, Fougia AG, Diamantopoulou SA, Polyzois GL. Repeatability and interdevice reliability of two portable color selection devices in matching and measuring tooth color. *J Prosthet Dent.* 2009;101(1):40-5.
104. N AL, Laukner J, Burnside G, Jarad FD, Smith PW, Preston AJ. 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. *J Dent.* 2010;38 Suppl 2:e78-86.

105. Yilmaz B, Karaagaciloglu L. Comparison of visual shade determination and an intra-oral dental colourimeter. *J Oral Rehabil.* 2008;35(10):789-94.
106. Da Silva JD, Park SE, Weber HP, Ishikawa-Nagai S. Clinical performance of a newly developed spectrophotometric system on tooth color reproduction. *J Prosthet Dent.* 2008;99(5):361-8.
107. Hasegawa A, Ikeda I, Kawaguchi S. Color and translucency of in vivo natural central incisors. *J Prosthet Dent.* 2000;83(4):418-23.
108. Ratzmann A, Klinker T, Schwahn C, Treichel A, Gedrange T. Reproducibility of electronic tooth colour measurements. *Biomed Tech (Berl).* 2008;53(5):259-63.
109. Lim HN, Yu B, Lee YK. Spectroradiometric and spectrophotometric translucency of ceramic materials. *J Prosthet Dent.* 2010;104(4):239-46.
110. ten Bosch JJ, Coops JC. Tooth color and reflectance as related to light scattering and enamel hardness. *J Dent Res.* 1995;74(1):374-80.
111. Chadwick RG, McCabe JF, Carrick TE. Rheological properties of veneer trial pastes relevant to clinical success. *Br Dent J.* 2008;204(6):E11.
112. 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]. *Zhonghua Kou Qiang Yi Xue Za Zhi.* 2015;50(2):95-8.
113. Stevenson B, Ibbetson R. The effect of the substructure on the colour of samples/restorations veneered with ceramic: a literature review. *J Dent.* 2010;38(5):361-8.

114. Shono NN, Al Nahedh HN. Contrast ratio and masking ability of three ceramic veneering materials. *Oper Dent.* 2012;37(4):406-16.

115. Manso AP, Silva NR, Bonfante EA, Pegoraro TA, Dias RA, Carvalho RM. Cements and adhesives for all-ceramic restorations. *Dent Clin North Am.* 2011;55(2):311-32, ix.

9 Danksagung

Die vorliegende Dissertation wurde in der Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik und Werkstoffkunde an der Universitätsmedizin der Johannes Gutenberg-Universität Mainz angefertigt.

An dieser Stelle möchte ich allen beteiligten Personen von Herzen danken, die mich auf meinem Weg begleitet und auf vielfältige Weise bei der Anfertigung meiner Dissertation unterstützt haben. Mein besonderer Dank gilt meinem Betreuer und meinem Doktorvater für die Vergabe dieser interessanten Promotions-Thematik und für die ausgezeichnete Betreuung und Unterstützung bei der Durchführung der gesamten Arbeit.

Außerdem möchte ich mich bei meiner ehemaligen Kommilitonin und Freundin bedanken, die mich immer wieder auf meinem Weg mit produktiven Gesprächen und lieben Worten motiviert hat, weiterzuschreiben. Wir sind den Weg zur Promotion gemeinsam gegangen, was es umso schöner gemacht hat.

Ganz besonders möchte ich mich bei meinen Eltern und Schwiegereltern bedanken. Vor allem bin ich für ihre Geduld, Rücksichtnahme und für die liebevolle Betreuung meiner Tochter in aller Hinsicht dankbar. Dieser Beistand war mir immer sehr wichtig, vor allem im Verlauf dieser Dissertation.

An letzter, doch eigentlich an erster Stelle danke ich von Herzen meinem Mann für sein stetiges Verständnis, seine Rücksichtnahme, die vielen Ermutigungen und positiven Zusprüche während der Arbeit an dieser Dissertation.

10 Lebenslauf