



eLABor_aid: Ein neues Konzept für die Zahnfarbbestimmung

Sascha Hein, ZTM

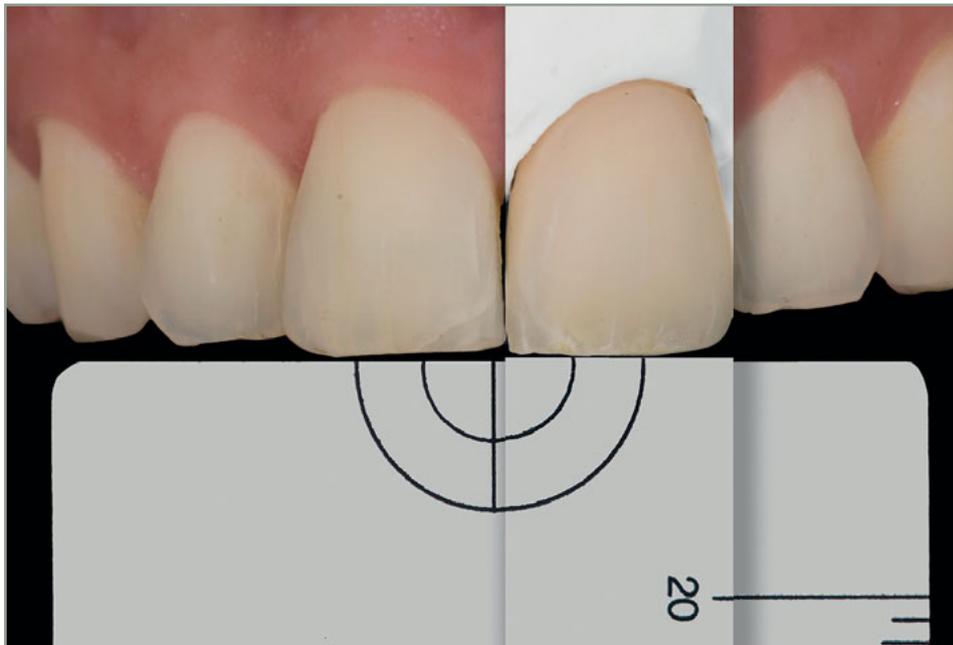
Privates Zahntechniklabor, Freiburg, Deutschland

Javier Tapia, Dr.

Privatpraxis, Madrid, Spanien

Panagiotis Bazos, Dr.

Privatpraxis, Aigio, Griechenland



Korrespondenz an: ZTM Sascha Hein

Zahntechniklabor, Herrenstraße 1, 79098 Freiburg im Breisgau, Deutschland; Fon: +49 171 57834551, E-Mail: s.hein@bio-emulator.com



copyright
all rights reserved
Quintessenz

Die Patienten stellen mittlerweile hohe Ansprüche an Zahnbehandlungen und fordern eine möglichst perfekte optische Integration der restaurativen Arbeiten. Infolgedessen haben Zahnärzte und Zahntechniker neue Methoden entwickelt, die eine genauere und objektivere Farbestimmung und -angleichung ermöglichen und dennoch praktikabel bleiben. In den letzten 20 Jahren haben die digitalen Technologien gewaltige Fortschritte gemacht, allen voran die Digitalfotografie. Weil mit ihrer Hilfe die Bilder sofort visualisierbar sind oder weitergegeben werden können, hat sie eine unmittelbare und tief greifende Auswirkung auf die zahnmedizinische Praxis. Allerdings gibt es bislang keine einheitlichen Protokolle zur Aufnahme von Bildern und ihrer objektiven Analy-

se. Standardisierte Aufnahmen und anschließende objektive Analysen werden ermöglicht durch die Verwendung von gekreuzter Polarisierung und einer genormten Graukarte für den Weißabgleich in Kombination mit einem speziellen digitalen Spiegelreflexkameraprofil und einer digitalen Fotoverarbeitungssoftware, die im CIE L*a*b-Farbraum (1976) arbeitet. Ziel dieses systematischen Konzepts mit numerischer Quantifizierung ist es, den effektivsten und effizientesten Weg zu einer konsistenten und optimalen optischen Integration von Restaurationen zu finden. So können Zahnärzte und Zahntechniker, selbst wenn sie weit voneinander entfernt arbeiten, gemeinsam vorhersagbare Ergebnisse erreichen.

(*Int J Esthet Dent* 2017; 12:200–216)



Einleitung

Die Zahnfarbbestimmung in der zahnmedizinischen Praxis ist eine wichtige, aber problematische Aufgabe^{1–3}. Die Zahnfarben lassen sich auf zweierlei Weise bestimmen: visuell und instrumentell⁴. Die am weitesten verbreitete Methode der Farbbestimmung ist der visuelle Abgleich mit konfektionierten Farbskalen. Hierzu wird in Zahnarztpraxen und Dentallabors weltweit am häufigsten die VITA-Classical-Farbskala (VITA Zahnfabrik) verwendet⁵.

Obwohl viele verschiedene Typen konfektionierter Farbskalen am Dentalmarkt verfügbar sind, bleibt der Abgleich der Farbmuster mit den natürlichen Zähnen durchaus problematisch⁶. Hierfür können diverse Faktoren verantwortlich

gemacht werden: individuelle Sehkraft und -gewohnheiten des Behandlers, Inkompatibilitäten zwischen Farbskala und Restaurationsmaterial, Schwankungen der grundlegenden Farbparameter zwischen einzelnen Farbmusterchargen eines Herstellers⁹, ein ungünstiger Farbbereich oder eine ungünstige Farbmusterverteilung^{10,11} sowie fehlende Einheitlichkeit der Farben zwischen verschiedenen Keramikherstellern^{12,13}. Instrumente zur Zahnfarbbestimmung in der Praxis sind Spektralfotometer, Kolorimeter und Digitalkameras mit entsprechender Software^{14,15}. Computergestützte Kolorimeter und Spektralfotometer für den zahnmedizinischen Gebrauch sind seit etlichen Jahren am Markt. Es wurde gezeigt, dass sie reproduzierbare Resultate liefern, aber die Genauigkeit der Farbbestimmung nicht erhöhen¹⁶.

Der Einsatz der Digitalfotografie für die Farbbestimmung wird kontinuierlich weiterentwickelt und mit besonderem Interesse verfolgt. Digitalkameras sind anwenderfreundlich, relativ kostengünstig und in den meisten Praxen und Labors vorhanden. Die aus digitalen Bildern erhobenen Farbinformationen sind im zahnmedizinischen Kontext nutzbar. Daher gelten Digitalkameras als geeignetes und praxistaugliches Gerät, um Fortschritte in der zahnmedizinischen Farbbestimmung zu erreichen¹⁷. In diesem Artikel werden die Möglichkeiten eines neuen Konzepts für die Farbbestimmung (eLABor_aid) erörtert, um mithilfe der digitalen Fotokolorimetrie (FKM) eine individuelle Farbrezeptur zu erstellen, ohne dass eine handelsübliche Farbskala verwendet werden muss.

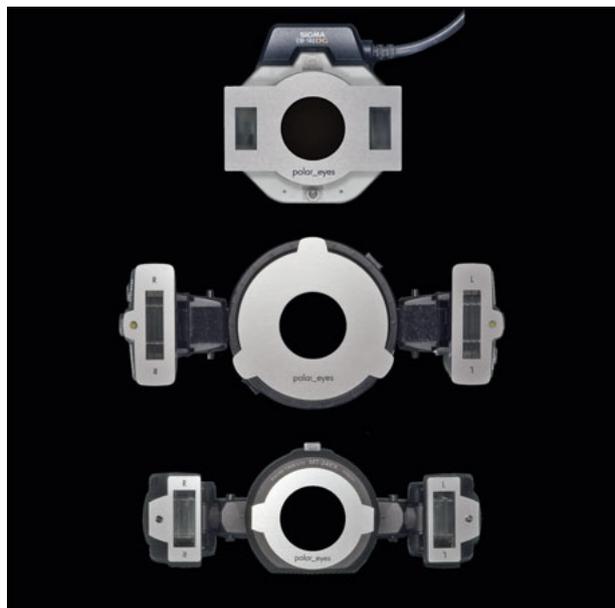


Abb. 1 Notwendig für die digitale Fotokolorimetrie sind eine digitale Spiegelreflexkamera, ein geeignetes Makroobjektiv, ein Makroblitz und ein passender gekreuzt polarisierender Filter.



Notwendige Hardware

Die digitale Farbkolorimetrie-Ausrüstung

Notwendig sind eine digitale Spiegelreflexkamera, ein geeignetes Makroobjektiv, ein Makroblitz und ein passend gekreuztes Polarisationsfiltersystem (Abb. 1). Diese Ausrüstung bezieht sich auf die statistische Auswertung bei 336 Probanden (Zahnärzten und Zahntechnikern), die in einem Zeitraum von drei Jahren an insgesamt 30 von den Autoren weltweit angebotenen Dentalfotografiekursen teilgenommen haben. Abbildung 2 zeigt die ermittelte Verteilung der am häufigsten verwendeten Kameramarken, Brennweiten und Blitzsysteme.

Vermeiden von Reflexionen

Vor etlichen Jahren begannen Ophthalmologen^{18,19} und Dermatologen^{20–25} mit Erfolg, Fotografien mit gekreuzter Lichtpolarisation einzusetzen, da das Verfahren Reflexionen (Glanz) weitestgehend unterdrückt. Diese Technik wurde noch im Zeitalter der Analogfotografie allmählich in die Zahnmedizin übernommen^{26–29}, allerdings blieb sie relativ unbekannt und wurde zu selten eingesetzt. Im Rahmen der Digitalfotografie ist das Interesse an dieser Technik wiedererwacht^{30–37}, weil die Genauigkeit und Objektivität der Zahnfarbbestimmung

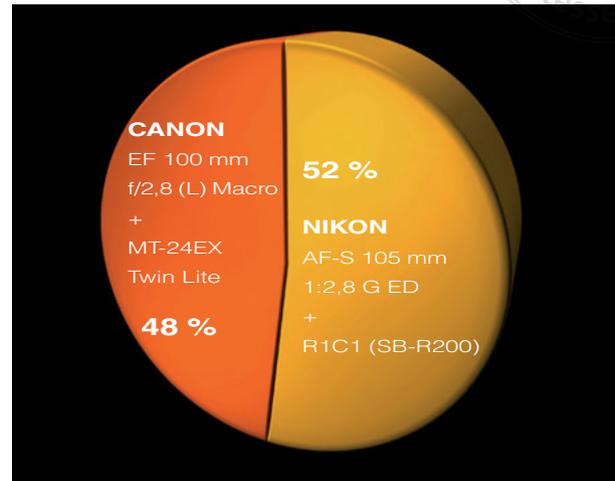


Abb. 2 Tortendiagramm: Verteilung der meistverwendeten Kameramarken sowie Brennweiten- und Blitzkombinationen gemäß einer Erhebung bei 336 Teilnehmern (Zahnärzte und Techniker) über einen Zeitraum von drei Jahren. Das eLABor_aid-System wurde entsprechend angepasst entwickelt.

und Laborkommunikation durch den Einsatz spezieller Polarisationsfilter (polar_eyes, Emulation) verbessert werden soll. Das Verfahren ermöglicht es, oberflächliche und oberflächennahe Schmelzstrukturen durch einen nichtinvasiven Kontrastmechanismus ohne Artefakte sichtbar zu machen. Indem der Einfluss der Oberflächenhelligkeit eliminiert wird, kann eine kontrastreiche/farbübersättigte Farbwertkarte akquiriert werden, an der objektive Messungen durchführbar sind. Dank der Möglichkeit, die Schmelz- und Dentin-Histoanatomie räumlich sichtbar zu machen³⁸,

Tabelle 1 Aufnahmeabstände für verschiedene Brennweite-Sensorgröße-Kombinationen

Sensorgröße	Brennweite	Abbildungsmaßstab	Aufnahmeabstand
Vollformat (FX)	60 mm	1:1,6	24 cm
Vollformat (FX)	105 mm	1:1,6	37 cm
APS-C (DX)	60 mm	1:2,5	28 cm
APS-C (DX)	105 mm	1:2,5	45 cm

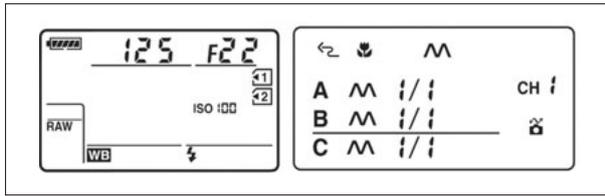
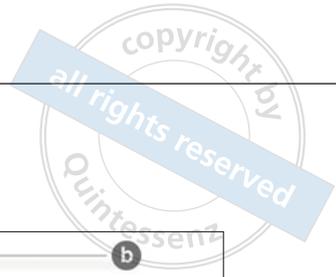


Abb. 3 Um den Einfluss des Umgebungslichts abzuschwächen und eine volle Blitzsynchronisation sicherzustellen, sollte eine Belichtungszeit von 1/125 s gewählt werden. Für ausreichende Schärfentiefe empfiehlt sich eine Blende von f/22.



Abb. 4 Vor dem Import der RAW-Daten des klinischen Bildes in Adobe Lightroom muss zunächst im Entwicklungsmodul das entsprechende Profil für die digitale Spiegelreflexkamera aus dem Dropdown-Menü für die Kamerakalibrierung gewählt werden.

wird die Schichtkonzeption für moderne ästhetische Restaurationsmaterialien signifikant verbessert. In gewisser Weise handelt es sich also um einen intuitiveren, durchdringenderen Ansatz.

Bildaufnahme

Um Digitalfotos aufnehmen zu können, die für die Quantifizierung der Zahnfarbe geeignet sind, ist eine gewisse Vereinheitlichung notwendig. Hierzu müssen die Kameraeinstellungen im manuellen Modus vorgenommen werden. Der Aufnahmeabstand sollte anhand des Verhältnisses von verwendeter Brennweite und Sensorgröße (Tabelle 1) gewählt werden. Um den Einfluss des

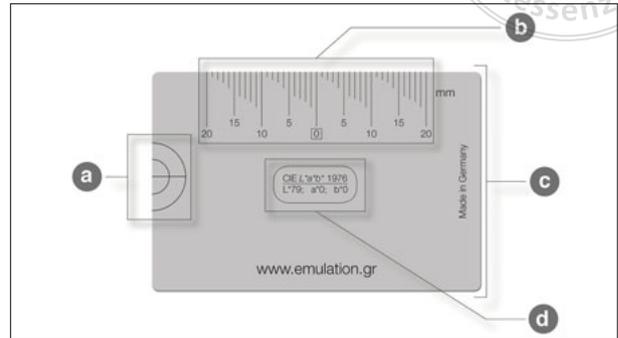


Abb. 5 Der Weißabgleich wird normalerweise mithilfe eines unbunten Objekts, z. B. einer Graukarte mit folgenden Strukturen durchgeführt: a) Fadenkreuz, das bei der vertikalen Ausrichtung und Entfernungseinstellung hilft. Der kleinere Kreis sollte sich mit demjenigen im Sucherraster der üblichsten APS-C-Sensor-Kameras überlagern, während der größere sich mit demjenigen von Vollformatsensorkameras decken sollte. b) Millimeterskala für die Bestimmung von Größenverhältnissen. c) Die Höhe der Graukarte entspricht dem durchschnittlichen Abstand zwischen zwei Eckzähnen bei europäischen Erwachsenen und kann in Fällen helfen, wo das verwendete Kameramodell keinen Sucherraster hat. d) Definierte Farbkoordinaten im CIEL*a*b*-System mit geringer Herstellertoleranz ($\pm 0,5$).

Umgebungslichts auszuschalten und die volle Blitzsynchronisation sicherzustellen, sollte die Belichtungszeit auf 1/125 s gesetzt werden. Für eine ausreichende Tiefenschärfe der Bildaufzeichnung wird eine Blende von f/22 gewählt (Abb. 3). Dieser Blendenwert vermeidet zudem nachteilige Diffraktionseffekte (besonders bei APS-C-Sensoren relevant). Noch kleinere Blenden reduzieren lediglich die Bildschärfe³⁹, ohne einen zusätzlichen Nutzen für die Farbbestimmung. Bei der Sensorempfindlichkeit werden 100 ISO und als Bildformat RAW gewählt. Das Blitzsystem, ein externer Ring- oder Zangenblitz, sollte im manuellen Modus mit maxima-



ler Blitzstärke (1/1) verwendet werden. Die Verwendung einer TTL-Belichtungsmessung empfiehlt sich nicht, da die Algorithmen der Belichtungsautomatiken bei ihren Berechnungen Schwankungen unterliegen.

Digitaler Workflow

Synchronisieren der Kamera

Farbinformationen, die mit Digitalkameras gewonnen werden, sind geräteabhängig. Daher variiert die aktuelle Farbinformation, die normalerweise im RGB-Farbraum (rot-grün-blau) übergeben wird, zwischen verschiedenen Geräten. Für eine genaue Farbbestimmung ist eine korrekte Kalibrierung und Farbkorrektur zwischen den digitalen Geräten erforderlich⁴⁰. Die spektrale Sensitivität von Digitalkameras war Gegenstand früherer Studien, in denen mit einem Monochromator und einem Messgerät für die Strahldichte das Verhältnis der kameraeigenen spektralen Sensitivität und der geräteunabhängigen Verortung im CIE-Farbraum mithilfe nominaler Modellierung und Matrizenmultiplikation untersucht wurde^{41,42}. Ein Farbziel-basierter Ansatz (ColorChecker Passport, X-Rite) ist eine praktische Möglichkeit zur Erstellung eines solchen Kameraprofils⁴³. Auf diese Weise wurden in einer zahnmedizinisch relevanten fotokolorimetrischen Anordnung individuelle Profile von 58 digitalen Spiegelreflexkamerateypen erstellt. Bevor die RAW-Daten des klinischen Fotos nach Adobe Lightroom importiert werden, muss das korrekte Kameraprofil aus dem Dropdown-Menü für die Kamerakalibrierung im Entwicklungsmodul der Software ausgewählt werden (Abb. 4).

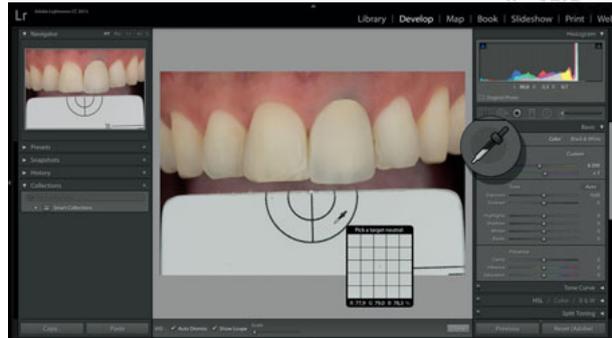


Abb. 6 Der Selektor für den Weißabgleich (Pipette) wird gewählt. Beim Klicken auf eines der vier grauen Segmente im Bild wird der Weißabgleich ausgeführt.

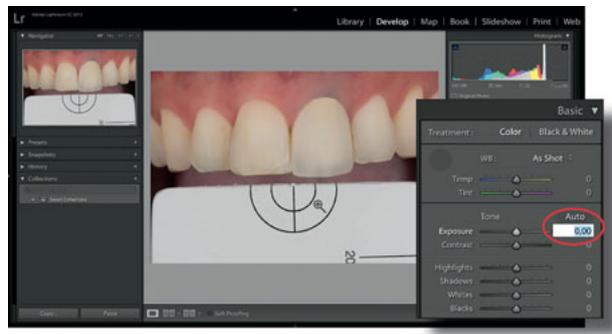


Abb. 7 Zur Durchführung des Belichtungsausgleichs wird diese Funktion durch Klick auf die drei Nullen neben dem Belichtungsschieberegler aktiviert. Der Cursor verwandelt sich in eine Lupe, sobald er über eines der vier grauen Felder bewegt wird.



Abb. 8 Die gemessenen L^* -, a^* - und b^* -Werte werden unter dem Histogramm angezeigt, wenn der Lupen-Cursor an einer Stelle gehalten wird. Mit den Pfeil-nach-oben- und -nach-unten-Tasten wird die Belichtung kompensiert, bis der bekannte Helligkeitswert ($L^* = 79$) der Graukarte reproduziert ist (d. h. -0,12).



Weißabgleich

Die Daten des Bildsensors einer modernen digitalen Spiegelreflexkamera werden typischerweise so modelliert, als wären sie von Natur aus linear. Weißabgleich und Farbkorrektur sind oft,



Abb. 9 Mit der Software Classic Color Meter werden die Koordinaten für den zu behandelnden Zahn im CIEL*a*b*-Farbraum ausgelesen. Für die Quantifizierung der durchschnittlichen Zahnfarbe im relevanten Areal, normalerweise das zervikale und mittlere Kronendrittel, kann die Größe der virtuellen Messöffnung leicht und schnell angepasst werden.

aber nicht immer, lineare Operationen, d. h. der Vektor der weißabgeglichenen/ farbkorrigierten RGB-Daten an jedem Pixelort kann als Linearkombination (via Matrizenmultiplikation) des RAW-RGB-Vektors am selben Pixel betrachtet werden. Normalerweise wird diese Operation mithilfe eines unbunten Objekts, z. B. einer Graukarte⁴⁴ (white_balance, Emulation) durchgeführt, die als gemeinsamer Nenner fungiert (Abb. 5). Hierzu wird das Weißabgleich-Werkzeug (Pipette) angewählt und anschließend auf irgendeines der vier grauen Segmente im Bild geklickt (Abb. 6)⁴⁵.

Helligkeitskorrektur/Belichtungsausgleich

Normalerweise ergeben sich kleine Schwankungen der Bildhelligkeit. Sie sind verursacht von der jeweiligen Batterieladung des Blitzgeräts, weshalb ein ungleichmäßiger Lichtfluss entsteht. Deshalb ist eine Helligkeitskorrektur

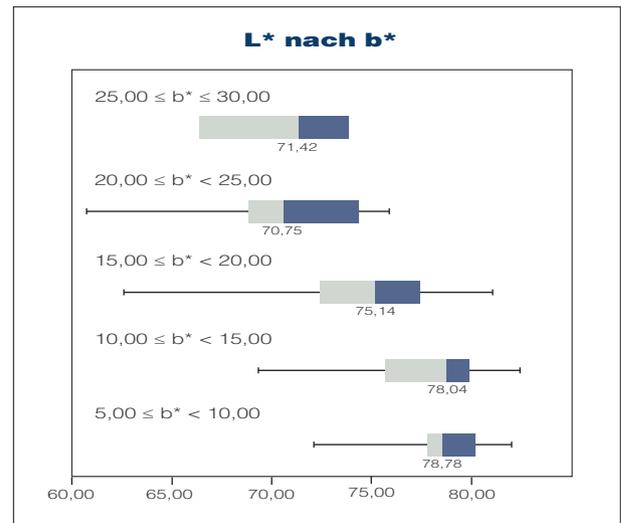
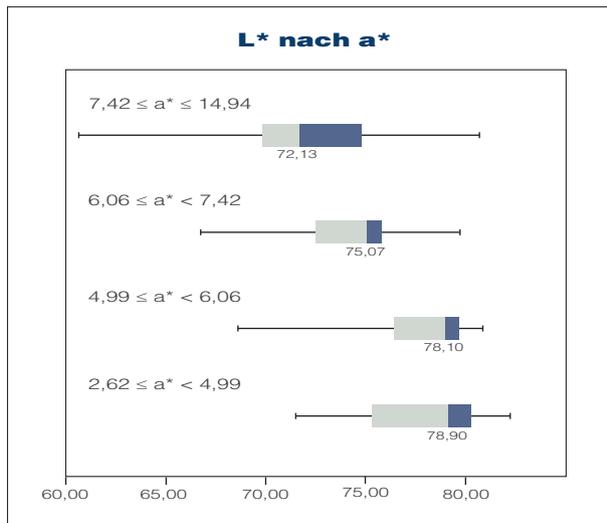


Abb. 10 Die CIEL*a*b*-Farbkoordinaten von 147 intakten, nicht restaurierten oberen zentralen Schneidezähnen von weißen europäischen Probanden wurden mit immer derselben fotokolorimetrischen Anordnung in vivo erhoben, um ein statistisches Grundmodell zu entwickeln. Ausgehend von einer quantitativen Analyse wurde dann ein Farbrezeptur- und -mischsystem kreiert.



System	L*	a*	b*
Dentin			
PD BDL1	85,00		
PD BDL2	83,00	-1,0	
PD A1	79,00	0,50	
PD A2	75,5		-0,5
D BL1			

Abb. 11 Auf Grundlage der CIEL*a*b*-Farbkoordinaten der gängigsten Keramiksyste­me wurden Interpolationstabellen erstellt, wobei ein Standardwert für die Keramikdicke angenommen wurde. Den Tabellen können die nächstliegende Dentinfarbe des jeweiligen Keramiksyste­ms sowie Mischungsverhältnisse entnommen werden, um nötigenfalls a* und b* selektiv zu erhöhen oder die Helligkeit zu reduzieren.

(Belichtungsausgleich) erforderlich. Hierzu wird die Belichtung so weit korrigiert, dass die gemessene Helligkeit der Graukarte der definierten Helligkeit L*79 entspricht (Abb. 7 und 8)^{46,47}.

Farbmessung des zu behandelnden Zahns

Zur Bestimmung der CIEL*a*b*-Koordinaten der Zahnfarbe wird die Software Classic Color Meter (<https://www.ricciamdams.com/projects/classic-color-meter>) verwendet. Die Größe der Messfläche kann leicht angepasst werden, sodass sich die durchschnittliche Zahnfarbe der relevanten Fläche, in der Regel das zervikale Drittel, gezielt quantifizieren lässt (Abb. 9).

Statistisches Modell

CIEL*a*b*-Farbkoordinaten werden normalerweise als kolorimetrische Daten bezeichnet – im Gegensatz zu spektralen Daten, wie sie mit einem Spektralfotometer gemessen werden.



Abb. 12 Nachdem die nächstliegende Dentinfarbe des jeweiligen Keramiksyste­ms bestimmt ist, wird ein Satz Malfarben verwendet, um Sättigung und Helligkeit zu korrigieren. Während mit zwei Farben (E22 basic yellow, E21 basic red) die Farbsättigung gesteigert wird, verringert eine braune Malfarbe (E10 mahogany) die Helligkeit, ohne die Sättigung zu verändern.

Kolorimetrische Daten an sich sind relativ, nicht absolut, d. h. die konkreten CIEL*a*b*-Werte eines Geräts hängen vom Messgerät und der verwendeten Beleuchtungsanordnung ab. In der Literatur angegebene Zahnfarbenkoordinaten können aus diesem Grund nicht verwendet werden. Stattdessen wurden die CIEL*a*b*-Farbkoordinaten von 147 intakten, nicht restaurierten oberen zentralen Schneidezähnen einer weißen europäischen Population mit einer einheitlichen fotokolorimetrischen Anordnung akquiriert, um ein statistisches Modell zu gewinnen. Ein Kolmogorov-Smirnov-Test zeigte, dass a* (p = 0,169) und b* (p > 0,200) normalverteilt waren, L* (p = 0,001) hingegen nicht. Mittels quantitativer Analyse wurde ein einfaches Mischsystem entwickelt (Abb. 10).

Farbrezeptur und -mischung

Um die Farbe des zu behandelnden Zahns auf praktikable Weise in eine individuelle Dentinkeramikmischung über-

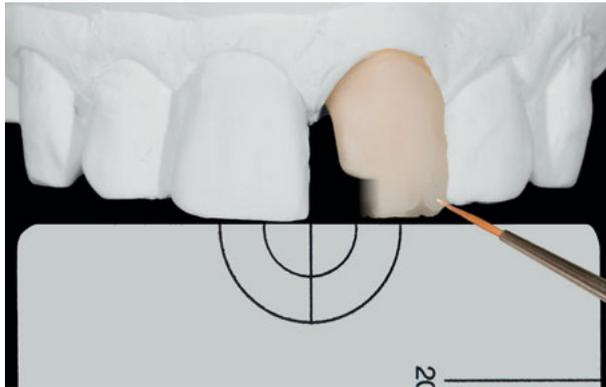


Abb. 13 Um die Dentinmischung bei unregelmäßiger Keramikdicke und Untergrundfarbe zu testen, kann eine ungiftige Flüssigkeit mit hohem Brechungsindex aufgetragen werden, die schon vor dem Sintern der Keramik eine Darstellung der Farbe ermöglicht. Diese kann anschließend auf dem Gerüst und Meistermodell gemessen werden.

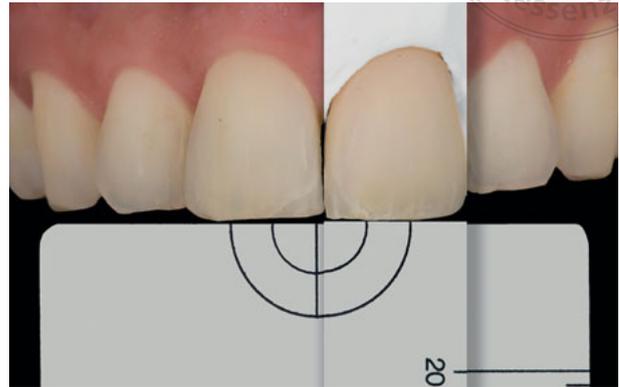


Abb. 14 Die Inzisalkantenmerkmale und andere Details können durch visuellen und numerischen Vergleich mithilfe der digitalen Einprobe kontrolliert werden. Hierzu wird das digitale Bild der Restauration auf dem Meistermodell mit dem aus der Praxis gelieferten klinischen Bild in Adobe Photoshop oder Apple Keynote überlagert.



Abb. 15 und 16 Aufnahmen der definitiven Metallkeramikrestauration in situ mit und ohne Polarisationsfilterung. Gute Übereinstimmung zwischen digitaler Einprobe und klinischer Situation.

tragen zu können, wurden auf Basis der CIEL*a*b*-Farbkoordinaten der meistbenutzten Keramiksysteme mithilfe des statistischen Modells Interpolationstabellen erstellt, basierend auf einer einheitlichen Keramikdicke (1,35 mm) und Untergrundfarbe (Abb. 11). Aus diesen Tabellen lassen sich die nächstliegende Dentinfarbe des jeweiligen Keramiksystems sowie Mischverhältnisse ablesen, um nötigenfalls mithilfe von Keramik- und Farbdosierern den a*- und b*-Wert individuell zu erhöhen oder die Helligkeit zu reduzieren. Hierzu werden drei Malfarben des Systems IPS Ivocolor Essence (Ivoclar Vivadent) verwendet: E21 (basic red), E22 (basic yellow) und E10 (mahogany). Mithilfe der ersten beiden Farben (E21 und E22) wird die Farbsättigung erhöht, mit der dritten die Helligkeit (E10) reduziert (Abb. 12)⁴⁸. Malfarben anderer Hersteller können ebenfalls verwendet werden, sofern sie die Voraus-

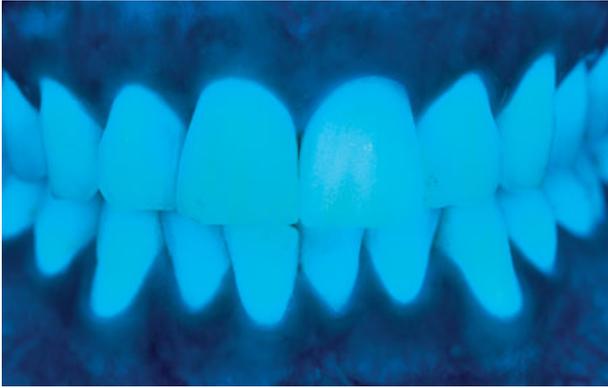


Abb. 17 Die Fluoreszenz ist eine wichtige optische Eigenschaft natürlicher Zähne und sollte sorgfältig nachgebildet werden, um unästhetische Metamerieeffekte unter ultraviolettem Licht zu vermeiden. Moderne Dentalkeramiken verfügen über eine adäquate Fluoreszenz, deren Anregungs- und Emissionspeaks denen natürlicher Zähne gleichen. In der Regel gehen hellere Farben mit einer höheren, dunklere mit einer geringeren Fluoreszenzlichtemission einher.



Abb. 18 Das Endresultat des ersten klinischen Falls, wie es in normaler, alltäglicher Umgebung wahrgenommen würde. Wie in allen anderen hier gezeigten Fällen erfolgte der Farbabgleich trotz einer größeren Entfernung zwischen Patient und Zahntechniker ohne direkten Kontakt.

setzungen der Skalierbarkeit nach dem Gesetz für die lineare Mischung von farbigen Materialien (Lambert-Beersches Gesetz) erfüllen⁴⁹.

Farbvorschau

Die genannten Mischverhältnisse beruhen auf Standardwerten für die Keramikdicke und die Untergrundfarbe. Tatsächlich aber ist die mögliche Materialstärke des Keramikveneers nicht immer gleich. Dasselbe gilt für die Untergrundfarbe. Während geringe Abweichungen der Keramikdicke ($\pm 0,25$ mm) keine signifikanten Farbveränderungen hervorrufen, beeinflussen größere Schwankungen sowohl die Helligkeit als auch die Farbsättigung. Wenn weniger Raum zur Verfügung steht, kann dieselbe Dentinkeramikmischung eine größere Helligkeit und geringere Sättigung zeigen. Ist die Verblendstärke dagegen größer als 1,5 mm, tritt der gegenteilige Effekt

ein. Um in Anbetracht der individuellen Situation die Genauigkeit der Dentinmischung zu testen und ihre Helligkeit und Sättigung anzupassen, kann nötigenfalls mithilfe einer ungiftigen Flüssigkeit mit hohem Brechungsindex (visual_eyes, Emulation) die Farbe vor dem Sintern der Keramik sichtbar gemacht^{50–53} und anschließend auf dem Gerüst und Meistermodell gemessen werden (Abb. 13).

Digitale Einprobe

Das eLABor_aid-Protokoll ist in erster Linie dazu gedacht, konfektionierte Farbskalen bei der Bestimmung der korrekten Dentinfarbe zu ersetzen. Mit der digitalen Einprobe lässt sich darüber hinaus auch die gelungene Imitation feiner Details, z. B. der inzisalen Merkmale, im visuellen und numerischen Vergleich kontrollieren. Hierzu wird das digitale Bild der Restauration auf dem Meistermodell mit dem aus der Praxis



Abb. 19 bis 22 Der zweite klinische Fall zeigt eine fertige VMK-Restaurations in situ, aufgenommen unter verschiedenen Lichtbedingungen.

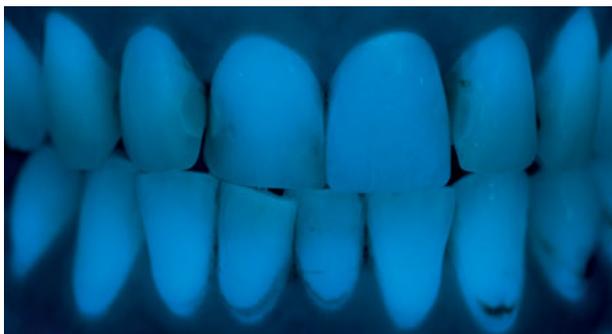


Abb. 23 bis 26 Dritter klinischer Fall: VMK-Restaurations in situ. Bestehende Verfärbungen des Stumpfs sind immer problematisch, weil sie die wahrgenommene Zahnfleischfarbe beeinflussen. In solchen ästhetisch sensiblen Fällen liefert ein optimales Farbmanagement einen grundlegenden Beitrag für den bestmöglichen Kompromiss, der in der Realität häufig unumgänglich ist.



Abb. 27 bis 30 Der vierte klinische Fall demonstriert das Potenzial des eLABor_aid-Systems beim Einsatz für vollkeramische Restaurationen.

gelieferten Bild der oralen Situation in Adobe Photoshop oder Apple Keynote (Abb. 14) überlagert. Diese Methode zeigt eine gute Übereinstimmung mit der klinischen Einprobe (Abb. 15 bis 18).

Klinische Anwendung

eLABor_aid wurde zwei Jahre lang praktisch angewendet. In diesem Zeitraum haben die Autoren und andere Kollegen aus dem Bereich der restaurativen Zahnmedizin vielversprechende Ergebnisse beobachtet. Während die Indikation zunächst auf klassische festsitzende Metallkeramik- oder Zirkonoxid-Versorgungen beschränkt war, scheint das Konzept auch für Restaurationen mit höherer Transluzenz, wie Lithiumdisilikat- oder sogar Feldspatkeramik-Veneers Anwendungspotenzial zu besitzen. Die Abbildungen 19 bis 30 zeigen mehrere Behandlungen, die mithilfe des eLA-

Bor_aid-Systems durchgeführt wurden. Dabei wurde auch die Zusammenarbeit über große Entfernungen hinweg möglich, bei denen der Zahntechniker beim Patienten keine direkte Farbbestimmung vornehmen konnte.

Diskussion

Es ist immer zweckmäßig, Prozesse neu- oder weiterzuentwickeln, die eine bessere Qualität zu geringeren Kosten ermöglichen. Deshalb haben die Autoren sinnvoll ergänzende Komponenten (polar_eyes, white_balance, visual_eyes) hergestellt, die für die Bildaufnahmen und ihre -verarbeitung mit digitalen Spiegelreflexkameras zur Verfügung stehen. Solche Kameras und das dazugehörige Equipment sind in den meisten Zahnarztpraxen und Dentallabors ver-



Tabelle 2 Aus Arbeiten anderer Autoren geht hervor, dass Digitalkameras für die Quantifizierung von Zahnfarben geeignet sind

Autor	Veröffentlicht	Studien-design	Methodologie	Ergebnisse
Dhruv et al. ⁶³	2016	In vitro	Digitalfotografie vs. Spektralfotometer	Eine digitale Spiegelreflexkamera mit Adobe Photoshop CS 5.1 als Zubehör kann alternativ zu einem Spektralfotometer verwendet werden.
Bhandari et al. ⁶¹	2014	In vivo	Digitalfotografie vs. Spektralfotometer	Es wurde kein signifikanter Unterschied zwischen Digitalkameras und Spektralfotometern gefunden. Damit sind Digitalkameras und Spektralfotometer gleichermaßen zuverlässig.
Carney and Jonston ⁶²	2016	In vitro	Digitalfotografie vs. Spektralradiometer	Diese Regression gibt die für einen großen Bereich von Zahnfarben klinisch relevanten Farbinformationen aus einem Digitalfoto wieder und kann zur exakten Übersetzung von Farbinformationen für die Farbangleichung in der restaurativen und prothetischen Zahnmedizin verwendet werden.
Elter et al. ⁵⁵	2005	In vitro	Digitalfotografie vs. Spektralradiometer vs. visuelle Bestimmung	Offenbar kann das Auflösungsvermögen einer Digitalkamera die Zuverlässigkeit der Farbbestimmung verbessern.
Jarrad et al. ⁵⁴	2005	In vitro	Digitalfotografie vs. visuelle Bestimmung	Die Digitalkamera kann als Mittel zur Zahnfarbbestimmung in der Zahnarztpraxis eingesetzt werden.
Lakhanpal and Neelima ⁶⁴	2016	In vitro	Digitalfotografie vs. Spektralfotometer	Die Unterschiede der mittleren L [*] -, a [*] - und b [*] -Werte zwischen Spektralfotometern und Digitalkamera mit Polarisationsfilter waren nicht signifikant.
Oh et al. ⁵⁸	2010	in vivo	Digitalfotografie vs. visuelle Bestimmung	Die digitale Fotokolorimetrie ist für den Bereich der menschlichen Zahnfarben im Sinn der Vitapan-Classical-Farbskala verwendbar.
Peskersoy et al. ⁶⁰	2014	In vitro	Digitalfotografie vs. Spektralradiometer	Sowohl die Software- als auch die spektralfotometrische Analyse haben den Vorteil objektiver, numerischer Ergebnisse. Zudem können die Behandlungsergebnisse aufbewahrt werden.
Schropp ⁵⁷	2009	In vitro	Digitalfotografie vs. visuelle Bestimmung	Die Farbbestimmung mithilfe von digitalen Fotos und Computersoftware war signifikant zuverlässiger als diejenige mit herkömmlichen visuellen Methoden.
Wee et al. ⁵⁶	2006	In vitro	Digitalfotografie vs. Spektralradiometer	In Kombination mit geeigneten Kalibrierungsprotokollen zeigten kommerzielle digitale Spiegelreflexkameras Potenzial für eine Verwendung bei der Farbproduktion in der zahnmedizinischen Praxis.
Yamanel et al. ⁵⁹	2010	In vitro	Digitalfotografie vs. Kolorimeter	Die digitalfotografische Methode konnte bei der Bestimmung von Farbparametern eingesetzt werden.



füßbar und haben sich als geeignet für die quantitative Farbmessung erwiesen (Tabelle 2)⁵⁴⁻⁶⁴.

Das eLABor_aid-Protokoll (Abb. 31) gestattet die objektive Kommunikation und den korrekten Abgleich von Farbe über große Distanzen, ohne dass konfektionierte Farbskalen oder ein Besuch des Patienten beim Zahntechniker erforderlich sind. Wird die Dentalfotografie im Hinblick auf die Farbestimmung vereinheitlicht, lässt sich ihre Kompatibilität, Interoperabilität und Wiederholgenauigkeit erheblich steigern. Ziel dieses systematischen Ansatzes ist es, die wirtschaftlich effizienteste und effektivste Möglichkeit zu finden, mit der gleichbleibend perfekte Ergebnisse bei der optischen Integration von Restaurationen erreichbar sind. Mittel hierzu ist die numerische Quantifizierung bei der Farbestimmung sowie die Abweichung von der Zielfarbe auf einen Grenzwert von $\Delta E < 1$ zu vermindern. Der hier vorgestellte Prozess gibt dem Zahntechniker leistungsfähige Werkzeuge für die Analyse und objektive Quantifizierung, wie das CIEL*a*b*-Farbsystem, an die Hand. Damit überschreitet er die Grenzen des Vita-Classical-Systems und erlaubt es, individuelle Dentinmassefarben zu mischen. Die optische Integration kann vorab durch digitale Einproben geprüft werden. Darüber hinaus kann der Zahntechniker im Rahmen dieses Vorgehens jederzeit die Richtung des Farbabgleichs während der Keramikmodellierung testen, was zu einer besseren Vorhersagbarkeit und Kontrolle führt.

Das eLABor_aid-Protokoll bietet einen robusten Arbeitsprozess. Wichtig ist aber, dass die Lichtleitung in natürlichen Zähnen hoch komplex und dynamisch ist⁶⁵.

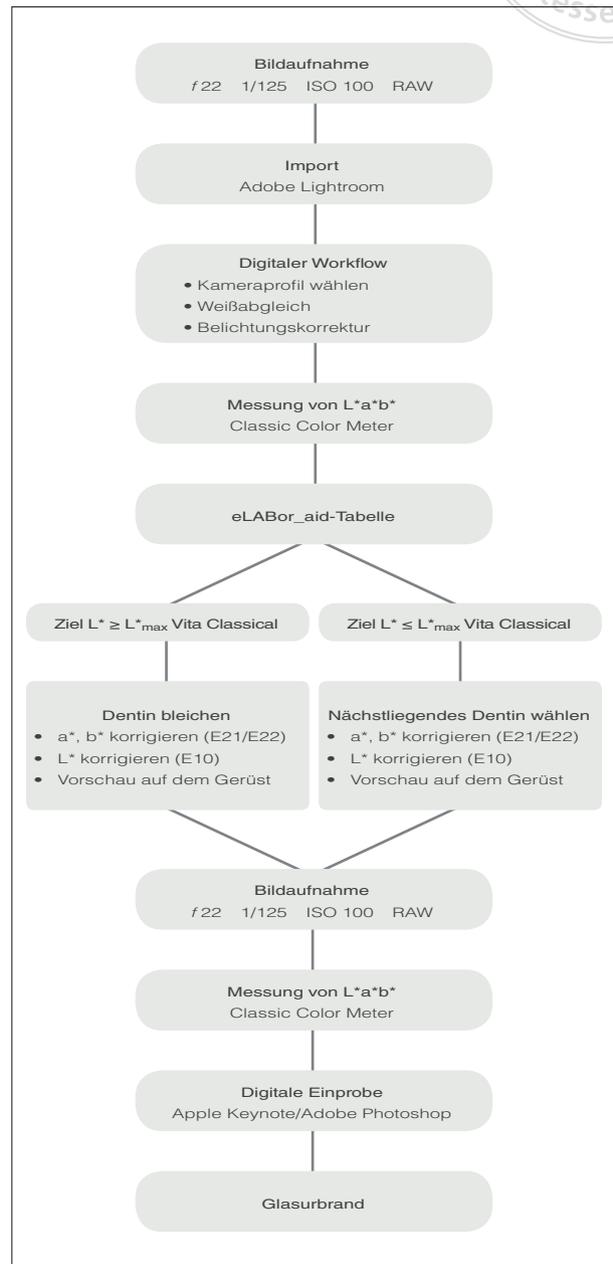


Abb. 31 Flussdiagramm: das eLABor_aid-Protokoll Schritt für Schritt.

Die gegenwärtig verfügbaren Restaurationsmaterialien stehen hierzu in deutlichem Gegensatz, da ihre Interaktion mit Licht relativ einfach und statisch ausfällt.



Eine bedingte farbliche Angleichung zwischen künstlicher indirekter Restauration und natürlichen Zähnen ist möglich⁶⁶. Damit sind vorgegebene und tatsächlich gemessene Farbdifferenzwerte (ΔE^*) nur unter gerichteter Beleuchtung mit D65 (Tageslicht) gültig. Störende Metamerieeffekte sind besonders dann zu beobachten, wenn die Lichtquellen sich ändern¹², während Änderungen des Blickwinkels in der Regel nur geringe Unterschiede bei der wahrgenommenen Helligkeit verursachen.

Ein weiterer generell limitierender Faktor ist, dass sich die Mehrheit der verfügbaren dentalkeramischen Systeme immer noch auf das Vita-Classical-System bezieht. Außerdem steht das Behandlungsteam mitunter vor einem weiteren erheblichen Problem: Basierend auf der oben genannten statistischen Analyse zeigen annähernd 35 % (34,93 %) der natürlichen Zähne eine durchschnittliche CIEL*a*b*-Farbverteilung von

$L^* = 79,19$ ($L^*_{\min} = 77,00$; $L^*_{\max} = 81,62$); $a^* = 5,03$ ($a^*_{\min} = 2,62$; $a^*_{\max} = 8,35$) und $b^*_{12,24}$ ($b^*_{\min} = 6,14$; $b^*_{\max} = 18,79$), was sowohl die Helligkeit als auch die Sättigung der Vita-Classical-Farbe B1 ($L^* = 74,7$, $a^* = 1,3$, $b^* = 10,4$) überschreitet. In solchen Fällen empfiehlt es sich, die Reproduktion der Zielzahnfarbe mit dem hellsten Dentin im benutzten Keramiksystem als Ausgangspunkt der Mischung zu beginnen, was in der Mehrzahl der Fälle eine erfolgreiche Angleichung ermöglicht.

Um die Effektivität und Zuverlässigkeit des eLABor_aid-Systems zu belegen, ist weitere qualitativ hochwertige Forschung im Rahmen einer klinischen Kontrollstudie erforderlich.

Danksagung

Wir danken Prof. Marleen Peumans (Universität Löwen) und Dr. Marco Gresnigt (Universität Groningen) für die in diesem Artikel gezeigten klinischen Fälle.

Literatur

1. Sproull RC. Color matching in dentistry. 3. Color control. *J Prosthet Dent* 1974;31: 146–154.
2. Preston JD. Current status of shade selection and color matching. *Quintessence Int* 1985;16:47–58.
3. Stevenson B. Current methods of shade matching in dentistry: a review of the supporting literature. *Dent Update* 2009;36:270–272, 274–276.
4. 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–e16.
5. Igiel C, Weyhrauch M, Wentaschek S, Scheller H, Lehmann KM. Dental color matching: A comparison between visual and instrumental methods. *Dent Mater J* 2016;35:63–69.
6. Tam WK, Lee HJ. Dental shade matching using a digital camera. *J Dent* 2012;40(suppl 2):e3–e10.
7. Westland S, Luo W, Ellwood R, Brunton P, Pretty I. Colour Assessment in Dentistry. *Annals of the BMVA* 2007;4:1–10.
8. Bahannan SA. Shade matching quality among dental students using visual and instrumental methods. *J Dent* 2014;42:48–52.
9. Todorović A, Todorović A, Gostović AS, Lazić V, Milčić B, Djurisić S. Reliability of conventional shade guides in teeth color determination. *Vojnosanit Pregl* 2013;70: 929–934.



10. Bayindir F, Kuo S, Johnston WM, Wee AG. Coverage error of three conceptually different shade guide systems to vital unrestored dentition. *J Prosthet Dent* 2007;98:175–185.
11. Wang J, Lin J, Gil M, Seliger A, Da Silva JD, Ishikawa-Nagai S. Assessing the accuracy of computer color matching with a new dental porcelain shade system. *J Prosthet Dent* 2014;111:247–253.
12. Lee YK, Yu B, Lee SH, Cho MS, Lee CY, Lim HN. Shade compatibility of esthetic restorative materials – A review. *Dent Mater* 2010;26:1119–1126.
13. Seghi RR, Johnston WM, O'Brien WJ. Spectrophotometric analysis of color differences between porcelain systems. *J Prosthet Dent* 1986;56:35–40.
14. van der Burgt TP, ten Bosch JJ, Borsboom PC, Kortsmit WJ. A comparison of new and conventional methods for quantification of tooth color. *J Prosthet Dent* 1990;63:155–162.
15. Lim HN, Yu B, Lee YK. Spectroradiometric and spectrophotometric translucency of ceramic materials. *J Prosthet Dent* 2010;104:239–246.
16. Wee AG, Lindsey DT, Kuo S, Johnston WM. Color accuracy of commercial digital cameras for use in dentistry. *Dent Mater* 2006;22:553–559.
17. Carney MN, Johnston WM. A novel regression model from RGB image data to spectroradiometric correlates optimized for tooth colored shades. *J Dent* 2016;51:45–48.
18. Sommer A, Kues HA, D'Anna SA, Arkell S, Robin A, Quigley HA. Cross-polarization photography of the nerve fiber layer. *Arch Ophthalmol* 1984;102:864–869.
19. Fariza E, O'Day T, Jalkh AE, Medina A. Use of cross-polarized light in anterior segment photography. *Arch Ophthalmol* 1989;107:608–610.
20. Anderson RR. Polarized light examination and photography of the skin. *Arch Dermatol* 1991;127:1000–1005.
21. Muccini JA, Kollias N, Phillips SB, et al. Polarized light photography in the evaluation of photoaging. *J Am Acad Dermatol* 1995;33(5 Pt 1):765–769.
22. McFall K. Photography of dermatological conditions using polarized light. *J Audiov Media Med* 1996;19:5–9.
23. Jacques SL, Roman JR, Lee K. Imaging superficial tissues with polarized light. *Lasers Surg Med* 2000;26:119–129.
24. Jacques SL, Ramella-Roman JC, Lee K. Imaging skin pathology with polarized light. *J Biomed Opt* 2002;7:329–340.
25. Jacques SL, Samatham R, Isenhath S, Lee K. Polarized light camera to guide surgical excision of skin cancers. *Proc SPIE* 2008;684201. doi:10.1117/12.761823.
26. Gordon P, Wander P. Specialised equipment for dental photography. *Br Dent J* 1987;162:346–359.
27. Vanini L. Light and color in anterior composite restorations. *Pract Periodontics Aesthet Dent* 1996;8:673–682, quiz 684.
28. Robertson AJ, Toumba KJ. Cross-polarized photography in the study of enamel defects in dental paediatrics. *J Audiov Media Med* 1999;22:63–70.
29. Vanini L, Mangani FM. Determination and communication of color using the five color dimensions of teeth. *Pract Proced Aesthet Dent* 2001;13:19–26, quiz 28.
30. Bengel W. *Mastering Digital Dental Photography*. Tokyo: Quintessence, 2006.
31. Gerlach RW. Tooth whitening clinical trials: a global perspective. *Am J Dent* 2007;20(spec no. A):3A–6A.
32. Sagel PA, Gerlach RW. Application of digital imaging in tooth whitening randomized controlled trials. *Am J Dent* 2007;20(spec no. A):7A–14A.
33. Benson PE, Ali Shah A, Robert Willmot D. Polarized versus non-polarized digital images for the measurement of demineralization surrounding orthodontic brackets. *Angle Orthod* 2008;78:288–293.
34. Wu G, Liu X, Hou Y. Analysis of the effect of CPP-ACP tooth mousse on enamel remineralization by circularly polarized images. *Angle Orthod* 2010;80:933–938.
35. Edwards N. Cross-polarization, making it practical. *J Vis Commun Med* 2011;34:165–172.
36. Kim E, Son T, Lee Y, Jung B. Development of polarization dental imaging modality and evaluation of its clinical feasibility. *J Dent* 2012;40(suppl 1):e18–e25.
37. Bazos P, Magne M. Getting it right the first time. *J Cosmet Dent* 2013;29:36–41.
38. Bazos P, Magne P. Bio-emulation: biomimetically emulating nature utilizing a histo-anatomic approach; structural analysis. *Eur J Esthet Dent* 2011;6:8–19.
39. Gibson, H. Lou. *Close-Up Photography and Photomacrography*, ed 2, Vol II: Photomacrography. Kodak Publication No. N-16. Rochester, NY: Eastman Kodak Company, 1975.
40. Wee AG, Lindsey DT, Kuo S, Johnston WM. Color accuracy of commercial digital cameras for use in dentistry. *Dent Mater* 2006;22:553–559.



41. Hong G, Luo MR, Rhodes PA. A study of digital camera colorimetric characterisation based on polynomial modelling. *Color Research and Application* 2001;26:76–84.
42. Gu J, Jiang J, Susstrunk, Liu D. WACV 13. Proceedings of the 2013 IEEE Workshop on Applications of Computer Vision (WACV):168–179.
43. http://www.xrite.com/-/media/XRite/Files/Manuals_and_UserGuides/C/O/Color-CheckerPassport_User_Manual_EN.pdf. Accessed 14 December 2016.
44. Sangwine SJ, Horne REN (eds). *The Colour Image Processing Handbook*. Chapman and Hall, 1998.
45. Hein S, Zangl M. The use of a standardized gray reference card in dental photography to correct the effects of five commonly used diffusers on the color of 40 extracted human teeth. *Int J Esthet Dent* 2016;11:246–259.
46. Meng J, Ryan M. An Alternative Method of Shade Selection for Indirect Dental Restorations. Poster Presentation. Chicago, IL: American Academy of Fixed Prosthodontics, 2007.
47. Bengel W, Chu S. US patent 2005/0196039A1.
48. Ishikawa-Nagai S, Sawafuji F, Tsuchitoi 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;6:522–527.
49. Berns RS. *Billmeyer and Salzman's Principles of Color Theory*, ed 3. New York: Wiley Interscience, 2000.
50. Riley EJ, Sozio RB, Amdur BH, Sandersanon IR. Color visualization during porcelain buildup using an organic liquid binder. *Quintessence Dent Technol* 1985;8:637–640.
51. Riley E, Sanderson I, Sozio RB. Shade determination, communication, and realization: A novel approach. *Quintessence Int* 1986;17:739–744.
52. Riley E, Filipancic JM. Ceramic shade determination: current technique for a direct approach. *Int J Prosthodont* 1989;2:131–137.
53. Hein S, Bazos P, Tapia Guadix J, Zago Naves L. Beyond Visible: Exploring Shade Interpretation. *QDT* 2014;37:199–211.
54. Jarad FD, Russell MD, Moss BW. The use of digital imaging for colour matching and communication in restorative dentistry. *Br Dent J* 2005;199:43–49, discussion 33.
55. Elter A, Caniklioğlu B, Değer S, Ozen J. The reliability of digital cameras for color selection. *Int J Prosthodont* 2005;18:438–440.
56. Wee AG, Lindsey DT, Kuo S, Johnston WM. Color accuracy of commercial digital cameras for use in dentistry. *Dent Mater* 2006;22:553–559.
57. Schropp L. Shade matching assisted by digital photography and computer software. *J Prosthodont* 2009;18:235–241.
58. Oh WS, Pogoncheff J, O'Brien WJ. Digital Computer Matching of Tooth Color. *Mater* 2010;3:3694–3699.
59. Yamanel K, Caglar A, Özcan M, Goulash K, Bagis B. Assessment of color parameters of composite resin shade guides using digital imaging versus colorimeter. *J Esthet Restor Dent* 2010;22:379–388.
60. Peskersoy C, Tetik A, Öztürk VO, Gokay N. Spectrophotometric and computerized evaluation of tooth bleaching employing 10 different home-bleaching procedures: *In-vitro* study. *Eur J Dent* 2014;8:538–545.
61. Bhandari V, Singla A, Mahajan V, Jaj HS, Saini SS. Reliability of digital camera over spectrophotometer in measuring the optical properties of orthodontic elastomeric ligatures. *J Indian Orthodontic Soc* 2014;48:239–244.
62. Carney MN, Jonston WM. A novel regression model from RGB image data to spectroradiometric correlates optimized for tooth colored shades. *J Dent* 2016;51:45–48.
63. Dhruv A, Surendra KGP, Devanshi YA, Manoj KS, Rahul S, Amit G. Shade selection: spectrophotometer vs digital camera – a comparative in-vitro study. *Annals of Prosthodontics & Restorative Dentistry* 2016;2:73–78.
64. Lakhanpal S, Neelima MS. Accuracy of Three Shade-matching Devices in Replicating the Shade of Metal Ceramic Restorations: An in vitro Study. *J Contemp Dent Prac* 2016;17:1003–1008.
65. Bazos P, Magne P. Bio-Emulation: biomimetically emulating nature utilizing a histoanatomic approach; visual synthesis. *Int J Esthet Dent* 2014;9:330–352.
66. ten Bosch JJ, Coops JC. Tooth color and reflectance as related to light scattering and enamel hardness. *J Dent Res* 1995;74:374–380.