

André Hoffmann

Dentale Farbenlehre, Farbmetrik und optische Technologie

Farbgebung extrahierter menschlicher Zähne
in Relation zu ihrem Flüssigkeitsgehalt,
ihrer Austrocknungs- sowie
Flüssigkeitsaufnahmechronologie

André Hoffmann

Dentale Farbenlehre, Farbmeterik und optische Technologie

Farbgebung extrahierter menschlicher Zähne
in Relation zu ihrem Flüssigkeitsgehalt,
ihrer Austrocknungs- sowie
Flüssigkeitsaufnahmechronologie

André Hoffmann

Dentale Farbenlehre, Farbmeterik und optische Technologie

Farbgebung extrahierter menschlicher Zähne
in Relation zu ihrem Flüssigkeitsgehalt,
ihrer Austrocknungs- sowie
Flüssigkeitsaufnahmechronologie

Bibliografische Information der Deutschen Bibliothek

Die Deutsche Bibliothek verzeichnet diese Publikation in der Deutschen Nationalbibliografie; detaillierte bibliografische Daten sind im Internet über <http://dnb.ddb.de> abrufbar

© 2000-2004 André Hoffmann, 46535 Dinslaken, Dammweg 16 / Germany

© 2009 Überarbeitung durch André Hoffmann, 46535 Dinslaken, Dammweg 16 / Germany

www.athene-media.de

Alle Rechte vorbehalten.

Dieses Werk einschließlich aller seiner Teile ist urheberrechtlich geschützt. Alle Rechte, auch die des Nachdruckes, der Wiedergabe in jeder Form und der Übersetzung in andere Sprachen behalten sich Urheber und Verleger vor. Jede Verwertung – auch nur auszugsweise Verwertung – und jegliche Form der Wiedergabe außerhalb der engen Grenzen des Urheberrechtsgesetzes ist ohne Zustimmung und schriftliche Genehmigung des Verlages bzw. des Urhebers unzulässig und strafbar. Dies gilt insbesondere für Übersetzungen, Vervielfältigung, Verarbeitung, Abschrift, Entnahme, systematische Auswertung, Verbreitung, Vortrag, Funk, Fernsehsendung, Telefonübertragung, den fotomechanischen Weg (Fotokopie, Mikrokopie), Magnettonverfahren, Mikroverfilmung, Einspeicherung und Verarbeitung in oder mit elektronischen bzw. mechanischen Systemen. Dies betrifft das Werk sowie Teile daraus, Abbildungen und Tabellen.

Die in diesem Werk ohne besondere Kennzeichnung aufgeführten Gebrauchsnamen, Handelsnamen, Warenbezeichnungen usw. berechtigt nicht zu der Annahme, daß solche Namen ohne Weiteres von jedem benutzt werden dürfen. Vielmehr kann es sich häufig um gesetzlich geschützte Warenzeichen handeln.

Um den Textfluß nicht zu stören, wurde stets die grammatikalisch männliche Form gewählt. Selbstverständlich sind in diesen Fällen immer Frauen und Männer gemeint.

Die Erkenntnisse in Medizin bzw. Zahnmedizin unterliegen einem laufenden Fortschritt durch Forschung und Erfahrungen. Autor und Verlag dieses Werkes haben große Sorgfalt walten lassen, daß die in diesem Werk gemachten therapeutischen Angaben (insbesondere hinsichtlich Indikation, Dosierung und unerwünschte Wirkungen) dem derzeitigen Wissensstand entsprechen. Das entbindet den Leser bzw. Nutzer dieses Buches aber nicht von der Verpflichtung, anhand der Beipackzettel zu verschreibende Präparate eigenverantwortlich zu überprüfen, ob die hier gemachten Angaben von denen in diesem Buch abweichen und eigenverantwortlich seine Verordnung zu treffen. Die Entscheidung für oder gegen eine bestimmte Therapie liegt alleine in der Verantwortlichkeit des Behandlers.

Lizenzvertrag. Mit dem Erwerb oder dem Erhalten dieses Werkes sind Sie einen Lizenzvertrag eingegangen, der Ihnen ein nicht-exklusives Nutzungsrecht (Lesen) des erworbenen Produktes einräumt. Eine Weitergabe, der Verleih bzw. ein Ausleihen dieses Werkes oder Teilen hieraus in welcher Form und über welchen Weg auch immer an Dritte ist nicht erlaubt. Die Inhalte und Zahlen werden ausschließlich unter dieser Lizenz herausgegeben. Hiernach ist eine systematische Auswertung der Zahlen nicht erlaubt. Ebenso wenig ist die ungesicherte bzw. öffentliche Aufbewahrung, die Gewährung des unbeaufsichtigten Zugangs durch Dritte sowie eine unbeaufsichtigte Bereitstellung und Nutzung in Bibliotheken nicht gestattet. Verstöße gegen diese Lizenzvereinbarung können Schadensersatzansprüche zur Folge haben.

Alle aktuellen Informationen finden Sie im Internet unter der Adresse:

<http://www.athene-media.de>

Fotoabbildungen, wenn nicht anders angegeben: André Hoffmann

Inhaltsverzeichnis

1.	Einleitung	1
2.	Literaturübersicht	2
2.1	Flüssigkeit und Zähne	2
2.2	Wissenschaftliche Grundlagen der Farbenlehre und -metrik – höhere Farbmatrik	5
2.3	Farbenlehre, Farbmatrik, Spektralphotometrie und Zahnmedizin	12
3.	Material und Methode	14
3.1	Verwendete Zähne und Instrumente	14
3.2	Umgebungsbedingungen	16
3.3	Meßvorrichtung und Versuchsaufbau	18
3.4	Meßgrößen, Normlicht, Weißabgleich, Farbringenanwendung	18
3.5	Statistik, Boxplot und Percentileplot	19
3.6	Methode und Vorgehen	19
4.	Voruntersuchungen	21
	In-vivo- und In-vitro-Systemanalysen	
	Analyse der VITAPAN classical und -3D-MASTER-Farbringe	
5	Hauptstudien dieser Arbeit	24
5.1	Farbe flüssigkeitsgesättigter und trockener Zähne in Relation zu ihrem Flüssigkeitsgehalt	24
5.1.1	Material und Methode	24
5.1.2	Ergebnisse	25
5.1.2.1	Ergebnisse vor und nach Dehydrierungsprozeß	25
5.1.2.2	Zahnfarbraum vor und nach Dehydrierungsprozeß	27
5.1.2.3	Subjektive Bestimmung der Zahnfarbe – Methode zum Subjektiv-objektiv-Vergleich	27
5.1.2.4	Gewichtsverlust durch beschleunigte Trocknung	29
5.2	Farberfassung einer beschleunigten Trocknungschronologie	29
5.2.1	Material und Methode	29
5.2.2	Ergebnisse	30
5.2.2.1	Spektralkurven	30
5.2.2.2	L*a*b*C*h-Wertemessungen mit den Spektralphotometern CM503c und CM-503i	30
5.2.2.3	Ergebnisse der Thermogravimetrie	34
5.2.2.4	Einflüsse von Meßapparatur, Meßgeometrie, Normbeobachtungswinkel, Lichtart	35
5.2.2.4.1	Einfluß auf die Ergebnisse zur Zeit 0 der beschleunigten Dehydrierung	35
5.2.2.4.2	Einfluß auf die Ergebnisse nach 10 Minuten der beschleunigten Dehydrierung	38
5.2.2.4.3	Einfluß auf die Ergebnisse nach 20 Minuten der beschleunigten Dehydrierung	39
5.2.2.4.4	Einfluß auf die Ergebnisse nach 90 Minuten der beschleunigten Dehydrierung	40
5.2.2.4.5	Einfluß auf die Ergebnisse nach 161 Minuten der beschleunigten Dehydrierung	41
5.2.2.4.6	Meßgerätevergleich	42
5.2.2.5	Veränderung des Zahnfarbraumes mit der Dehydrierungszeit	43
5.2.2.6	Ergebnisse der subjektiven visuellen Farbbewertung	44
5.2.2.6.1	Methodik zur Auswertung subjektiver Ergebnisse – Vergleichsuntersuchung	44
5.2.2.6.2	Farbwertevergleich der während Dehydrierung subjektiv erfaßten Farbringenproben	44
5.2.2.6.3	Vergleich visuell bestimmter Werte mit objektiv gemessenen Werten	45
5.2.2.6.4	Indirekter Meßgerätevergleich anhand im Dehydrierungsprozeß gewählter Farbringenproben	46
5.3	Farbmtrische Erfassung dentaler Lufttrocknung und Flüssigkeitsaufnahme	47
5.3.1	Material und Methode	47
5.3.2	Ergebnisse	48
5.3.2.1	Entwicklung der initialen Trocknung	48
5.3.2.2	De- und Rehydrierung – Ergebnisse des Spektralphotometers CM-503c	49
5.3.2.3	De- und Rehydrierung – Ergebnisse des Spektralphotometers CM-503i	53
5.3.2.4	De- und Rehydrierung – Ergebnisse des mikroskopischen Chromameters CR-241	57
5.3.2.5	Gewichtsentwicklung während des De- und Rehydrierungsprozesses	60
5.3.2.6	Einfluß von Meßapparatur, -geometrie, -öffnung/fläche, Normbeobachtungswinkel, Lichtart	61
5.3.2.6.1	Einfluß zum Zeitpunkt 0 des Dehydrierungsprozesses am feuchten Zahn	62
5.3.2.7	Vergleich der Meßgeräte innerhalb des De- und Rehydrierungsprozesses	65
5.3.2.8	Subjektive Erfassung des De- und Rehydrierungsprozesses in Werten von VITA	66
5.3.2.9.1	Vergleich subjektiver Farbbewertung mit objektiven Messungen (L*).	67
5.3.2.9.2	Vergleich subjektiver Farbbewertung mit objektiven Messungen (a*).	68
5.3.2.9.3	Vergleich subjektiver Farbbewertung mit objektiven Messungen (b*).	69
5.3.2.9.4	Subjektiv-visuelle Zahnfarbbestimmung in metrischen Werten	70
6	Nachuntersuchungen	72
6.1	Langzeitmessungen des Gewichts – Lufttrocknung	72
6.2	Farbmessungen – Langzeitmessungen	73
7.	Diskussion	75
8.	Zusammenfassung	92
9.	Summary	95
10.	Literatur	97
11.	Anhang	101

1. Einleitung

Natürliche Zähne besitzen eine für sie charakteristische Farbe, welche sich aus der anatomischen Struktur und Schichtung der Zahnhartgewebe über dem Pulpengewebe im jeweils auffallenden Licht ergibt. Selektive Absorption und Remission von Frequenzanteilen des Lichtspektrums in der Tiefe des Dentinkerns, Interferenzen an oberflächennahen Schichtanteilen des Schmelzes sowie Lichtbrechung, Lichtreflexion und -transmission im Bereich aller Schichten bestimmen die Zahnkörperfarbe und die Transluzenz. Der große Hydroxylapatit-Anteil des Zahnes ist ursächlich für seine Trübung. An dessen prismatischen Kristallen entstehen Spiegelreflexionen, welche den Lichtausfallswinkel dem Einfallswinkel entsprechen lassen. Bereits an der Schmelzschicht entsteht eine nach allen Seiten wandernde, diffuse Reflexion infolge einer Lichtstreuung und wenig tiefer, an der Schmelz-Dentingrenzschicht, beginnt die erste größere Teilabsorption des Lichtes [77].

Faktoren wie die Schichtstärke der einzelnen Zahnhartgewebe, der labial-orale Kronendurchmesser, die Ausdehnung des Pulpenkavums und die Vitalität des Zahnes bzw. ihr Fehlen besitzen ebenfalls Einfluß auf die Zahnfarbe [77, 88]. Bestimmend für die Zahnfarbe ist die Farbe des Dentins, welches durch den relativ farblosen und transparenten Schmelz hindurchschimmert. Die Dicke jener Schmelzschicht ist verantwortlich für die Schwächung der Intensität der Dentinfarbe. 70 % des Lichtes gelangen durch ein 1 mm dickes Schmelzstück. Diese relativ große Lichtdurchlässigkeit ist das Resultat der Ordnung in Form eines geschichteten Kristallaufbaus, welcher eine lichtleiterähnliche Ausbreitung der elektromagnetischen Strahlung bewirkt. Eine Aufhellung fällt inzisal und approximal aufgrund fehlender Dentinunterlagerung auf [19, 103, 104]. Dem Schmelz kann so am ehesten die Helligkeit zugeordnet werden [103, 104]. Einen weiteren Effekt erzielen die Perikymatien. Sie bilden hochglänzende Lamellen und streuen auf sie auffallendes Licht in unterschiedliche Richtungen. Zahntypische Form und Strukturmerkmale bilden ein Reflexionsmuster [19].

Die Lichtdurchlässigkeit des Dentins, welches aus nur noch 70 % anorganischem Material besteht, ist bedeutend geringer. Lediglich etwa 30 % des Lichtes gelangen durch einen 1 mm starken Dentinanteil. Diese geringe Lichtdurchlässigkeit bewirkt einen Transluzenzverlust bzw. ein Mehr an Opazität im Vergleich zum Schmelzbereich und führt zu einer Verstärkung der gelb-orangeroten Oberflächenreflexion [19, 101]. Die Zusammensetzung des Dentins bestimmt so Farbton und Sättigung. [103, 104]. Die feuchte Zahnkrone imponiert in gelblich-weißer Farbe und gewinnt mit zunehmender Zwischensubstanz an Intensität [115].

Darüber hinaus werden die Zahnfarbe und insbesondere die dentale Helligkeit durch Behandlung beeinflusst. So sind dentale Farbveränderungen durch eine 15-minütige Kofferdam-Applikation und bis zu 30 Minuten nach Kofferdam-Entnahme zu einem quasi reversiblen Farbzustand erfaßt worden [124]. Aus diesem Grunde sollte ein subjektiv-visueller Farbabgleich zu einer suffizienten Farbbestimmung und zum Erzielen einer akzeptablen farblichen Anpassung des zahnschmerzmittelersetzenden Materials an die natürlichen Zähne am feuchten Zahn vor Präparation bzw. Behandlung erfolgen [70, 118, 119, 145].

Umfangreichen Recherchen zufolge existiert bis zum heutigen Tag jedoch keine Studie, welche den Zusammenhang zwischen dentalem Flüssigkeitsgehalt und der Farbe von Zähnen, insbesondere in Verbindung mit Trocknungs-, Flüssigkeitsaufnahme- und Farbveränderungsprozessen sowie dem Zeitfaktor entsprechender Änderungschronologien unmittelbar bewiesen oder erforscht hat, sodaß sich beispielsweise die nachstehende Literaturübersicht auf die voneinander unabhängigen Themengebiete „Flüssigkeit und Zähne“, „Wissenschaftliche Grundlagen der Farbenlehre und Farbmeterik – höhere Farbmeterik“, „Farbenlehre, Farbmeterik, Spektralphotometrie und Zahnmedizin“ beschränken und sich die Diskussion auf die Erkenntnisse der explorativen Studien dieser hier vorliegenden Arbeit stützen muß, die vor dem Hintergrund physikalischer, biologischer, (patho)physiologischer Aspekte eingeordnet werden sollen.

Die Beziehung zwischen der Farbe und dem Flüssigkeitsgehalt herzustellen sowie zu erforschen und diese in eine Chronologie eines Flüssigkeitsaufnahme- sowie Flüssigkeitsabgabeprozesses einzubinden und zu beschreiben (Grundlagenforschung), soll u. a. Grundlage dieser Arbeit sein.

Weiterhin soll der Zahnarzt Informationen über den Zeitraum erhalten, bis zu dem nach Trocknungsbeginn noch eine relativ natürliche Zahnfarbe zum Abgleich vorliegt oder wie lange nach Ende der Trocknung gewartet werden muß, um wieder eine natürliche Zahnfarbe bestimmen zu können. Dies könnte für den Zahnarzt nach unterlassenem Farbabgleich oder zur weiteren Optimierung der Farbgestaltung nach bereits vollzogenem trockenlegenden Eingriff interessant werden.

Mittels farberfassenden Apparaturen und über subjektive Bewertung mittels Zahnfarbringpaletten, kombiniert mit thermogravimetrischen und gravimetrischen Apparaturen, sollen diese Ziele erreicht werden.

Ergebnisse farberfassender Apparaturen, welche in Wissenschaft und Forschung beispielsweise zur Erkundung von Werkstoffen Einsatz finden und in der zahnärztlichen Praxis die Grundlagen zur Zahnfarbbestimmung bilden, sowie die subjektiv-visuelle Farbbestimmung können durch Faktoren beeinflusst werden. Mögliche Einflußfaktoren, wie beispielsweise Umgebungslicht, Normlicht, Metamerieeffekt, Art der Meßapparatur, Meßgeometrie, Meßmodus, Anwender, Wahrnehmung, Beobachtungswinkel, Meßöffnung bzw. Meßfläche, individuelle Kronenkrümmung, Glanzwirkung, Wirkung des Flüssigkeitsgehaltes, Trocknung und Flüssigkeitsaufnahme sollen nun in dieser Arbeit gefunden bzw. erkundet, analysiert und quantifiziert sowie deren Ursachen und Grundlagen geklärt, auftretende Phänomene und Effekte erklärt werden (Grundlagenforschung). Jeder dieser Einflußfaktoren wird über die hierfür eigens entwickelten und auf den unterschiedlichsten Fragestellungen basierenden Methoden in seiner Wirkung und seinem Ausmaß auf die Ergebnisse isolierten Betrachtungen aus den verschiedensten Perspektiven unterzogen werden.

Nicht zuletzt sollen über gewonnene neue Erkenntnisse neue Möglichkeiten des Einsatzes derartiger Farbmeßapparaturen und Technologien sowie innovative Methoden und Lösungsansätze anhand der Ergebnisse gefunden bzw. entwickelt und eingeschätzt werden.

2. Literaturübersicht

2.1 Flüssigkeit und Zähne

In Untersuchungen, in denen Forschung sich der Chemie des Zahnes widmete, bezogen sich die Ergebnisse mit den Angaben zum Mineralsalzgehalt [16, 83, 84] und insbesondere zum Kalzium-, Phosphor- [21, 26, 92], Fluorid- [21] und CO₂-Anteil [21, 83, 91, 92] sowie zu den Anteilen verschiedener Metalle und Spurenelemente [5, 20, 26, 84, 94] auf das Frischgewicht [21, 47], auf das Trockengewicht nach Dehydrierung [20, 21, 26, 83, 84, 94] sowie auf das Aschegewicht nach Entzug aller Wasserarten [16, 92] (zu den Wasserarten s. u.).

Im Zuge der chemischen Erkundung des Zahnes rückte in verschiedenen Studien das Wasser, sein Gehalt, seine Aufgabe in der Zahnschubstanz in den Mittelpunkt des wissenschaftlichen Interesses. Zahlreiche Studien beschäftigten sich mit dem Wasser der Zähne [79, 138]. Es wurde der Wassergehalt von Zähnen [26], des anorganischen Teils fetaler Zähne [84], der Milchzähne [16] sowie permanenter Zähne [83] quantifiziert, außerdem wurde der Art des Wassers [92, 97], seiner Rolle, Aufgabe [4, 36, 93, 94] und Bewegung [11, 12, 79, 138] der flüssigen Phase im Zahngewebe nachgegangen. Zur Bestimmung des Wassergehalts wurde sich thermogravimetrischer und gravimetrischer Analysemethoden bedient, welche schon im Zusammenhang mit der Erfassung des Wassergehalts einer anderen körpereigenen mineralischen Substanz herangezogen wurden. Job und Swanson [72] trockneten fetale Knochen bei 105 °C und fanden 44,8 % extrazelluläres und 8,3 % intrazelluläres Wasser. Eastoe und Eastoe [48] erhitzen bei 105 °C über 24 Stunden zermahlene Knochen bis zur Gleichgewichtskonstanz und bezifferten den Wasseranteil auf 8 %. Elliott und Robinson [49] wählten den Temperaturbereich der Trocknungsprozedur, indem er Kortikalis enthaltende Knochen jüngerer und älterer Hunde erhitze, in vergleichbarer Höhe (100 °C – 105 °C). Das Ergebnis der Messungen ergab 73 Vol.-% und 54 Gew.-% für junge sowie 21 Vol.-% und 10 Gew.-% für ältere Individuen.

Die erstmals beschriebene Gewichtsmessung an Zähnen wurde von Bolk [17] an über 20.000 Proben durchgeführt. Das Gewicht, aufgeteilt nach Kiefer- und Zahnsorte, lag zwischen 0,517 g (mittlere Unterkieferfrontzähne) und 2,285 g (obere Sechsjahrmolaren), die mittleren Oberkieferinzisivi wogen im Durchschnitt 0,988 g. In einer vergleichbaren Studie von Cremer [35] fiel das Zahngewicht in den Bereich von 0,299 g (mittlerer Unterkieferschneidezahn) bis 3,18 g (Sechsjahrmolar) und lag insbesondere bei den mittleren Oberkieferfrontzähnen zwischen 0,87 und 1,62 g.

Die Gewichtsmessung unter thermischem Einfluß bildet die Basis zur Bestimmung des Wasseranteils an Zähnen. So beträgt der Anteil des Wassers frisch extrahierter, pulpenloser menschlicher Zähne, welche von Burnett und Zenewitz [26] bei einer Temperatur von 100 °C sowie bei 197 °C unter Vakuum getrocknet wurden, 8,53 % $\pm$ 0,33 % bzw. 9,32 % $\pm$ 0,37 %. Der Wasseranteil des Schmelzes beträgt 2,3 % (1 – 5 %), des Dentins 13,2 % (10,8 – 15,7 %) [83] und des Dentins aller Zähne 10,0 % $\pm$ 0,55 % (bei 100 °C vakuumgetrocknet) und 12,16 % $\pm$ 0,8 % (bei 197 °C vakuumgetrocknet) [26]. 12 Stunden bis zur Gewichtskonstanz auf 105 °C erhitzter Schmelz soll nach Cremer [35] allerdings nur 0,2 Gew.-% Wasser, Dentin 10 Gew.-% Wasser enthalten. Weitere Autoren quantifizierten den Wassergehalt des ganzen Zahnes auf 8,79 – 11,0 Gew.-% [84], den des Schmelzes auf 2,8 Gew.-% [16], 4 Gew.-% bzw. 12 Vol.-% [2, 9, 21, 25, 129], den des Dentins auf 11,1 Gew.-% [16], 10 Gew.-% oder 25 Vol.-%, den des Zements auf 12 Gew.-% bzw. 36 Vol.-% [2, 9, 21, 25, 129] und den Wassergehalt der Pulpa auf 90 % [153]. Burnett und Zenewitz [26] betrachteten den Wassergehalt einzelner Zahnsorten (Schneidezähne, Molaren) sowie von pulverisierter Zahnschmelz (Schmelz und Dentin) in Abhängigkeit von ihrer Partikelgröße, erhitzen sie unter atmosphärischem Druck sowohl auf 100 °C und auf 61 °C als auch unter Vakuum auf 100 °C und 197 °C bis zu dem Punkt, an dem der Gewichtsverlust gegen Null tendierte und somit eine Gewichtskonstanz erreicht war: Die Schneidezähne enthielten 6,4 % (100 °C) – 6,5 % (61 °C) und die Molaren 5,8 % (100 °C) – 6,0 % (61 °C) Wasser ihres Äquilibriumsgewichts. Hingegen enthielten pulverisierter Schmelz 0,45 % (Partikelgrößen < 0,14 mm), 0,17 % (Partikelgrößen 0,24 – 0,15 mm) und pulverisiertes Dentin 6,3 % (Partikelgrößen < 0,14 mm) sowie 6,1 % (Partikelgröße 0,24 – 0,15 mm) Wasser, das durch Erhitzen auf 100 °C herausgetrieben wurde. Unter Vakuum verlor der Schneidezahn maximal 6,7 % (100 °C) – 8,8 % (197 °C), die Molaren verloren 6,3 % (100 °C) – 7,6 % (197 °C), pulverisierter Schmelz 0,52 % (100 °C) – 0,81 % (197 °C) (Partikelgröße < 0,14 mm) bzw. 0,3 % (100 °C) – 0,39 % (197 °C) (Partikelgröße 0,24 – 0,15 mm), pulverisiertes Dentin 7,3 % (100 °C) – 8,7 % (197 °C) (Partikelgröße < 0,14 mm) und 6,7 % (100 °C) – 8,2 % (197 °C) (Partikelgrößen 0,24 – 0,15 mm) Wasser bis zu seinem änderrungsfreien Endgewicht. Die Gleichgewichtskonstanz soll bei Trocknung mit 100 °C und unter Vakuum für ganze Zähne, pulverisierten Schmelz und pulverisiertes Dentin nach 24 Stunden erreicht sein. Die Aufbewahrung des Zahnmateri als unter atmosphärischem Druck, bei 28 °C und einer relativen Luftfeuchtigkeit von 36 – 49 % erhöht die Trocknungszeit für ganze Zähne als auch für pulverisierten Schmelz auf 7 Tage und für pulverisiertes Dentin auf mehr als 18 Tage erheblich. Zudem konnte herausgefunden werden, daß frisch extrahierte Zähne bis zu 1,3 % mehr Wasser enthalten als bei Zimmertemperatur im nassen Milieu aufbewahrte [26] und daß im Vergleich der Wassergehalte von vitalen sowie pulpenlosen Zähnen pulpenhaltige Zähne nicht signifikant mehr Flüssigkeit in sich tragen als endodontisch behandelte Zähne (Verhältnis: 12,35 % : 12,10 %) [111]. Festzuhalten bleibt jedenfalls, daß Dentin mehr Wasser enthält als der Schmelz [89].

Neben der Ermittlung des Wassergehalts der Zahnschmelz wollte man herausfinden, welchen Weg das Wasser nimmt und welche Aufgabe es erfüllt. Es wurde ihm eine wichtige Rolle bei der Entwicklung des Zahnschmelzes [36] ebenso wie bei der des vollständig entwickelten Zahnes [4] zugesprochen. Der Wassergehalt beträgt bei jungen Schmelzschichten während der Amelogenese etwa 50 % und nimmt dann während der Schmelzreife proportional mit der organischen Matrix kontinuierlich ab [38, 122]. Der größte Anteil des Wassers des ausgereiften Schmelzes ist an Apatitkristallen in Form einer Hydratationshülle zu finden und nur etwa ¼ des Wassers war frei in der organischen Matrix verfügbar. Mikroskopischen Beobachtungen zufolge trat nur ein kleiner Anteil des Wassers durch Schmelzsprünge und Lamellen, während die Hauptmenge der Flüssigkeit jedoch breitflächig aus dem Schmelz austrat. Die Schmelzflüssigkeit wird als ein Transportmedium für Ionen und Moleküle verstanden [11, 12].

Bergmann verband Wurzeln kariesfreier junger Prämolare über Glaskapillare, welche er mit Kochsalzlösung füllte und über Latextröhrchen abdichtete. Der Wasserverlust über den Schmelz konnte so über die Bewegung der Lösung in den Kapillaren beobachtet werden. Er errechnete die Fließgeschwindigkeit mit 0,1 mm pro Stunde, wobei das Vorhandensein der Pulpa keinen Einfluß auf die Bewegungsgeschwindigkeit haben soll und eine beachtliche Menge von Flüssigkeit (4 mm³ / cm² Schmelz innerhalb von 24 Stunden) durch den intakten ausgereiften Zahnschmelz hindurchtritt [11], für deren Transport der Schmelz nach Schätzungen von Little et al. [92] und Carlström et al. [27, 28] Größenordnungen von 2 % seines Volumens bereithält. Die mikroskopischen Betrachtungen von Spreter von Kreudenstein und Stuben [135] und ihre Beschränkung auf Dentinflüssigkeiten sowie die Beobachtung und Errechnung der Fließgeschwindigkeit lassen keine Informationen über die Pfade des Wassers erkennen.

Bergmann [11] versuchte, mithilfe frischgezogener Zähne, die in unterschiedlichen Winkeln zu den Schmelzprismen geschliffen wurden und teilweise eine Isolation von Schmelz und Dentin durch Bohrun-

gen an deren Grenze erhielten, an Erkenntnisse über den Flüssigkeitsstrom durch den Zahn zu gelangen. Zu diesem Zweck beschichtete er die Zähne mit Öl und sockelte diese unter einer Vergrößerungslinse. Zunehmend in Zahl und Größe entwickelten sich Tropfen auf der Schmelzoberfläche, welche in Sprüngen und an Lamellen jedoch vor allem „weitschweifig“ verteilt erschienen, wie er berichtete, allerdings mit Ausnahme der Bereiche, die eine Schmelz-Dentin-Isolation erfahren hatten. Bergmann [11] konnte so zwar ebenfalls die wichtige Beziehung des Flüssigkeitstransports zwischen Schmelz und Dentin, jedoch nicht dessen genauen Weg bestimmen. Seiner Meinung nach handelt es sich bei dem Transportweg nicht ausschließlich um einen Fluß entlang der Lamellen und Prismen, sondern, fußend auf seinen Beobachtungen, ebenfalls um einen Transportweg jenseits dieser Strukturen von interkristalliner und gar kristalliner Art.

Die Permeabilität nahm mit abnehmender Dentindicke und Molekülgröße zu [112, 113, 114]. Darüber hinaus war eine mit einer Diamantscheibe und Bohrern bearbeitete Dentinoberfläche bedeutend weniger durchlässig als eine mit Säure angeätzte Fläche [113, 114]. Das Dentin wies eine höhere Permeabilität als der Schmelz auf [63].

Neben der Bewegung des Wassers wird die Frage nach seiner Bestimmung und dessen Einbindung an und in der Kristallstruktur gestellt. Little und Casciani [93] schrieben dem Wasser, das bei dem Verbrennungsprozeß der Zahnschmelzsubstanz frei wird, die Aufgabe einer Brücke zwischen Protein und mineralischer Phase zu, die es zusammenhält und an die es gebunden ist („gebundenes Wasser“). Basierend auf Untersuchungen an verändertem und nicht verändertem Zahnmateriale hatte er versucht, dieser Frage nachzugehen: Substanzbereiche mit Schmelz, der entweder braune und weiße Flecken enthält oder kariös verändert ist, enthalten mehr Stickstoff, besitzen aber auch eine geringere Dichte [13, 14, 15], geringere Radioopazität [3] und einen niedrigeren CO_2 -Gehalt [34]. Ebenfalls flossen Erkenntnisse, welche über altersabhängige Änderung des Stickstoffgehalts des Schmelzes [127] und des CO_2 und welche über ihr Ausbleiben bei der Relation des Ca- und P-Gehalts [91, 95] Daten lieferten, in die Suche nach der Rolle des Wassers ein. Der Verlust dieser chemischen Komponenten hat nicht eine sofortige Destruktion zur Folge, sodaß Little und Casciani eine Kompensation in einem Ersatz jener durch „verlorenes Wasser“ als Möglichkeit ins Auge fassten.

Die verwandten, frisch extrahierten Zähne von jüngeren (< 30 Jahre) und älteren Patienten (> 30 Jahre) ohne und mit bernsteinfarbigen(n) Flecken, Braun- oder Weißverfärbungen wurden bei 68 °C vakuumgetrocknet, bei 500 °C erhitzt [20, 23, 91, 95] und 900 °C verbrannt [92, 93]. Der Anteil des „total organic and bound water“ [36] konnte von Little et al. durch den Gewichtsverlust zwischen 68 °C Vakuum und 900 °C abzüglich des fliehenden CO_2 Anteils errechnet werden. Zerkleinerte und feucht gelagerte Proben verlieren, der Luft ausgesetzt, schnell in einem Ausmaß von 6 – 30 % an Gewicht und erleiden weitere Gewichtseinbußen, sofern sie bei 68 °C vakuumgetrocknet werden. Der durchschnittliche Verlust von freiem gebundenen („loosely bound“) Wasser liegt bei Proben mit Flecken in der Größenordnung von 14 %, mit weißen Flecken in der von 20 % und braunen Flecken in der von 12 % und ist bei gesundem Schmelz am höchsten. Den gesamten Verbrennungsprozeß hindurch ist das Verhältnis zwischen Ca und P erstaunlich gleichbleibend (zwischen 68 °C unter Vakuum und 900 °C) [80, 92, 93], während jedoch festes Wasser („tightly water“), welches Ca^{2+} (nach [92, 93]) im Gitter des Hydroxylapatits ersetzen kann, verloren geht. Der Verlust des Gewichts soll sich nicht auf dem des Stickstoff des Proteins oder dem des CO_2 des Schmelzes begründen, sondern vor allem auf dem des „tightly bound water“, das sich, verbunden mit der Mineralphase des Kristalles, von ihr lösen und zu ihr zurückfinden soll [92, 93]. Auf diese Weise wäre es möglich, die Schmelzverbindung zwischen „N-tightly bound water“ einerseits und „mineral-tightly bound water“ mit Auswirkungen auf die Wasserbindung [116] andererseits zu erklären. Über den Einsatz indirekter Methoden wurden auf die Wassermenge im Schmelz sowie die Position und Aufgabe geschlußfolgert [27, 92, 98, 142]. Verschiedene Arten von Wasser können differenziert werden – „bound water“ steht im direkten Zusammenhang zur Ca:P-Relation (OH^-) [92] und ein möglicher Ersatz von Ca^{2+} durch H_3O^+ Gruppen wurde in Betracht gezogen. Ein unbekannter, nicht zu beseitigender Rest, der sich im Verhältnis zu der Ca:P-Relation befindet, wird in dem nicht entfernbaren OH^- des Apatits gesehen und soll bei 1,59 mol liegen [142].

Mit direkten Messungen von Protonen bzw. Wasser mittels kernmagnetischer Resonanzspektrometrie (vgl. auch [18, 117]) und chemischer Analytik in Verbindung mit thermogravimetrischer Hochtemperaturanalyse [97] konnten unmittelbar drei Arten von Wasserstoffprotonen unterschieden werden: 1. Der Verlust des Wassers bei 100 °C, austauschbar mit D_2O (Deuteriumoxid, „schweres Wasser“), beträgt 0,6 – 1 % und ist freies ungebundenes Wasser. 2. Die Menge gebundenen [92], „gefangenen“ Wassers in frei beweglicher Fraktion [93, 94, 97], welches mit dem Ca:P-Verhältnis in Beziehung steht, nicht gegen D_2O

austauschbar ist, bei 0,8 mol (1,5 % des Schmelzes) liegt und durch Temperaturen von 100 °C – 900 °C entfernt ist, kann Hydroniumionen zum Ersatz der Ca- sowie der P-Position spenden [92]. 3. Der Wasseranteil, der dem Äquivalent von 2 mol entspricht, bei 900 – 1.400 °C entfernt ist und bei 900 °C als freie Wasserfraktion in Größenordnungen von 3,5 – 3,6 % detektiert werden kann, läßt sich unter normalen Bedingungen nicht mehr zu einer Rehydratation heranziehen, wenn er einmal aus der Zahnschmelz entfernt wurde.

Little et al. [93, 94] sehen nach ihren Untersuchungen des Jahres 1966 im Gegensatz zu vorausgegangenen Publikationen von Trautz [142], McConnell [99], Hendricks und Hill [64] und ihrer früheren Vermutung [92] das H₂O anstatt des H₃O⁺ in der Position des CO₂ und anstatt der OH⁻ in der Ecke der Kristallzelle. In seinen thermogravimetrischen Analysen konnten Little et al. den gesamten Gewichtsverlust von isoliertem pulverisiertem Zahnschmelz auf > 4,5 % bzw. 7,5 % des Gesamtzahnsgewichts bei 100 °C bestimmen [93, 94].

Den drei Wasserarten von Little et al. [93] stellten LeGeros et al. [85] als Ergebnis ihrer Studien zwei Wasserfraktionen entgegen. Bei der einen Fraktion handelt es sich um von der Zahnschmelz absorbiertes, lose gebundenes Wasser, welches beim Erhitzen bis 200 °C ohne Veränderung der Kristallgitterkonstanten entfernt ist, sodaß jederzeit eine reversible Rehydrierung herbeigeführt werden kann. Bei der anderen Fraktion handelt es sich um Kristallwasser, welches zwischen 200 °C und 400 °C irreversibel ausgetrieben wird. Durch eine Erhitzung über 200 °C kommt es hierbei zu einer Kontraktion der a-Achse des Kristallgitters. Der Ursprung jenes Kristallgitterwassers ist nicht geklärt, wird aber sowohl in einem H₂O-OH- als auch in einem HPO₄²⁻- und PO₄³⁻-Austausch gesehen.

Demgegenüber unterscheidet beispielsweise die Mineralogie die im Kristall befindliche Flüssigkeit in eingeschlossene Flüssigkeit („fluid inclusions“) (a), in an Gitterplätzen über Van-der-Waals-Kräfte nur schwach gebundenes molekulares Kristallwasser (b), welches bei Erhitzen relativ leicht herausgetrieben wird, in negativ geladene Hydroxylgruppen (c) mit einem festen Platz im Kristallgitter, welche erst bei einigen Hundert Grad Celsius in Form von sogenanntem Konstitutionswasser entweichen, und in freies Wasser (d), welches sich in Hohlräumen sammelt (Zeolithwasser), in Spalten und Poren durch Kräfte der Oberflächenspannung festgehalten wird und durch leichtes Erhitzen bei 100 – 120 °C entfernt ist (Kapillärwasser) ist sowie an der Oberfläche (e) durch schwache Bindungskräfte unabhängig von der Kristallstruktur (Kolloidwasser) anhaftet.

Der größte Teil des Wassers – jedenfalls im ausgereiften Schmelz – ist an Apatitkristalle gebunden (Hydratationsschale) und nur etwa ein Viertel davon ist in der organischen Substanz frei verfügbar [2, 38, 122]. Die die Kristalle umgebenden Hydratationsschalen sind wiederum bedeckt von Proteinen und Lipiden. Der lose gebundene Anteil des Wassers ist hauptsächlich mit organischer Materie assoziiert. Der Schmelz ist befähigt, Wasser aufzunehmen. Er dient als Molekularsieb, welches einen Ionenaustausch erlaube. Jene Ionen können nun mit dem Flüssigkeitsstrom in den und aus dem Schmelz transportiert werden [63].

2.2 Wissenschaftliche Grundlagen der Farbenlehre und -metrik – höhere Farbmatrik

Was ist Farbe? Dieser Frage nähert sich beispielsweise die Deutsche Industrienorm mit folgendem Satz: „Farbe ist diejenige Gesichtsempfindung eines dem Auge strukturlos erscheinenden Teiles des Gesichtsfeldes, durch die sich dieser Teil bei einäugiger Beobachtung mit unbewegtem Auge von einem gleichzeitig gesehenen, ebenfalls strukturlosen angrenzenden Bezirk allein unterscheiden kann“ [39], und *Johann Wolfgang von Goethe* formulierte es in seiner Farbenlehre so: „Farben sind Taten des Lichtes“.

Es sei an dieser Stelle gesagt, daß ohne biologische Voraussetzungen Farbe nicht existiert. Die Farbe als solche wird erst durch die Existenz eines zur Empfindung fähigen lebenden Organismus zur Wirklichkeit. Es bedarf also einer funktionsfähigen Sinneswahrnehmung über eine Reizung der Rezeptoren, jener 6 Millionen Zapfen der Macula lutea und 120 Millionen Stäbchen der Netzhaut des Auges, durch sichtbare elektromagnetische Strahlung von Wellenlängen zwischen 360 und 760 nm, welche sinnesphysiologisch aufgenommen, über kaskadische biochemische Prozesse zu Nervenimpulsen transduziert (mehrstufiger Zerfall des Sehfärbstoffes zu dem Metaboliten, welcher über die G-Protein-cGMP-Achse eine Abnahme des Natriumleitwerts sowie dadurch eine Hyperpolarisation verursacht), generiert und im nachgeschalteten Nervensystem (Nervus opticus, Nervi optici, Chiasma opticum, Tractus opticus) sowie im Gehirn (subkortikale visuelle Zentren, insbesondere der Corpus geniculatum laterale, visuelle Kortex) zur subjektiven Wahrnehmung aufbereitet und verarbeitet wird [57]. Nachdem von einem Objekt reflektiertes

Licht das Auge getroffen hat, wird die Farbe als ein Sinneseindruck im Gehirn erzeugt und umgesetzt [6]. Wird ein Gegenstand betrachtet, so gilt seine Farbe noch vor seiner Form als das wichtigste Merkmal zu seiner Charakterisierung [81]. *Sir Isaak Newton* (1643 – 1727) war es, der sich ab 1670, auf physikalische Denkweisen stützend, optischen Experimenten, welche die Zerlegung des weißen Lichtes mithilfe von Prismen in seine Spektralfarben zur Grundlage hatten, widmete und in Folge den Wellencharakter des Lichtes erkannte [6]. In *Sir Isaak Newtons* zentralem Werk „Opticks“ von 1704 wurden diese derartig ermittelten Farben (Rot, Orange, Gelb, Grün, Cyanblau, Ultramarinblau und Violettblau) in einem Kreis angeordnet und der Schritt zu einer zweidimensionalen Farbbordnung vollzogen [62, 146]. Heute wissen wir, daß der Brechungsindex der Lichtanteile maßgeblich von ihrer Wellenlänge abhängt. Er nimmt vom Roten zum Blauen hin zu, sodaß rotes Licht stärker als das blaue gebrochen wird. Diese sogenannte Dispersion nimmt Bezug auf die Dualität, also sowohl auf den Strahlungs- als auch auf den Wellencharakter des Lichtes. Licht ist der durch den Menschen wahrnehmbare Bereich elektromagnetischer Wellen. Ein schwingender Dipol, dessen beide Feldstärken senkrecht zueinander und quer zur Ausbreitungsrichtung zu liegen kommen, gibt eine solche elektromagnetische Welle ab. Es wird also eine Kombination aus elektrischem und magnetischem Wechselfeld gleicher Frequenz abgestrahlt. Das Licht erstreckt sich lediglich auf einen beschränkten Bereich dieser elektromagnetischen Strahlung. Der durch den Menschen sichtbare Bereich liegt zwischen den Wellenlängen 380 – 780 nm (vgl. [121, 141]. *Newtons* Versuche belegen, daß die Farben nicht erst an der Oberfläche der bestrahlten Objektfläche entstehen, sondern bereits im Licht enthalten sind [118, 119].

Die heute bestätigte Theorie („theorie of trichromatic vision“) von *Thomas Young* (1773 – 1829), der zufolge das Auge durch die Wahrnehmung von nur drei Wellenlängen alle Farben kombinieren kann, fußte auf den additiven Primärfarben Rot, Grün, Blau und stellte den Ausgangspunkt zu der oben beschriebenen Sinneswahrnehmung dar. Den Grundstein der Farbmeterik (colorimetry) und des subjektiven Farbvergleichs legte der schottische Physiker *James Clerk Maxwell* (1831 – 1879) in seiner „Theorie des Farbensehens“. Er zeigte, daß alle Farben durch Mischungen der drei Spektralfarben zustande kommen können, charakterisierte die Lichtausbreitung und wies auf die Existenz elektromagnetischer Wellen hin. In einem Versuch zur Farbmessung („colour box“) hatte Maxwell Probanden Farben mit Farbmischungen aus diesen sogenannten Grundfarben vergleichen lassen („colour match“). Maxwells Fortschritt gegenüber Newton ist es, daß er eine geometrische Beziehung knüpfte, bei der die Abstände zwischen den Farben in seinem Dreieck eine auf psychophysikalischen Messungen basierende Bedeutung besitzen und daß er zudem die Farbcharakteristika Farbton („hue“), die Farbsättigung („tint“) und die Helligkeit („shade“) einführte und charakterisierte [50]. Schließlich versuchten die Physiker Luther und Nyberg das letzte subjektive Moment abzuschaffen, durch ein mathematisch objektives System (Farbsystem) zu ersetzen und publizierten in den Jahren 1927 und 1928 mit dem Blick auf die Frage gerichtet, welch ein Körper entsteht, wenn Pigmentfarben in ein theoretisches Konstrukt („Farbenraum“) eingebracht werden, den sogenannten „Farbenbaum“. Indem Farben durch Zahlen gekennzeichnet, Farben zueinander in Beziehung gesetzt und so meßbar werden, begründeten sie die Farbmeterik im engeren Sinne [96, 106].

Ein sehr weit verbreitetes und heute noch insbesondere in angelsächsischen Ländern genutztes Farbsystem, welches ebenfalls Zahlen nutzt, wurde zwischen 1905 und 1916 von dem amerikanischen Maler *Albert Henry Munsell* (1858 – 1918) entwickelt. Zunächst noch unter dem Einfluß von *Nicholas Odgen Roods* veröffentlichte Munsell 1905 in „A Color Notation“ eine Farbkugel. Später, 1915, wurde durch sein Bestreben, jeder Farbabstand müsse mit jedem benachbarten gleich groß wirken, sein „Color Atlas“ publiziert, in dem er den von ihm benannten „color tree“ („Farbbaum“) beschrieb. Nach Munsells Tod im Jahre 1929 erschien die heute noch gültige Fassung „Munsell Book of Color“, die 1942 von der Organisation „American Standards“ in seiner Verwendung zur Farbspezifikation von Oberflächen empfohlen wurde [105].

Das System von Munsell fand in unzähligen Veröffentlichungen Erwähnung. Beispielsweise wird für zahnmedizinische Zwecke die Farbkugel von Mc Lean [101] beschrieben und in Form eines Zylinders mit einer Vielzahl aufeinandergereihter Wagenräder von Sproull [136, 137] modifiziert.

Um nun auch die Farbe einer objektiveren Auswahl und Beschreibung zuführen zu können, verhalfen mehrere apparative Entwicklungen seit Ende des 19. Jahrhunderts. So konstruierte *Joseph Lovibond* eine einfache Apparatur, basierend auf subtraktiver Farbmischung, bei der eine Vergleichsfarbe durch Hintereinanderschaltung von Farbgläsern mit unterschiedlichen Bunttönen und systematisch abgestufter Dichte durch subjektiven Vergleich eine Farbmessung ermöglicht. Anfang der 30er Jahre des 20. Jahrhunderts kam ein Meßgerät auf den Markt, mit dessen Hilfe durch additive Mischung dreier Farbvalenzen der zu erfassenden Farbe subjektiv nahe zu kommen war (Dreifarbenmeßgerät nach Guild-Bechstein-Richter). Die Apparaturen nach Lovibond und Guild-Bechstein-Richter sind dem Gleichheitsverfahren

zuzuordnen, bei dem die zu bewertenden Proben mit Farbreferenzen visuell verglichen werden [8] (vgl. Abgleich zwischen Standardfarbmuster und zu bewertender Farbprobe in Form der Farbringenanwendung in der Zahnmedizin und Maxwells „colour-match“). Das erste und noch heute vielfach verwendete registrierende Spektralphotometer von A.C. Hardy (1929) war Ausgangspunkt zahlreicher späterer Entwicklungen [121].

Es muß bei heutigen Apparaturen grundsätzlich unterschieden werden zwischen einerseits dem Dreibereichsverfahren (Tristimulus-Methode), bei dem das von einer Probe reflektierte Licht über drei der Augenempfindlichkeit angepaßten Farbfilter in seine Rot-, Grün-, Blauanteile zerlegt und die jeweilige Intensität mit Photoelementen gemessen (Meßsignal je nach Farbfilter X, Y, Z, die Reflexionsgrade Rx, Ry, Rz) wird, und andererseits dem Spektralverfahren, bei dem das zu registrierende Licht mittels eines Konkavgitters in seine spektralen Anteile zerlegt und der Reflexionsgrad der Probe im Wellenlängenbereich von 380 – 720 nm je nach Auflösung des optischen Systems in 10 nm oder 20 nm schrittweise gemessen wird.

$$\begin{aligned} X &= a \bullet R_x + b \bullet R_z & (2.2.-1) \text{ Als Meßsignal aus den Photoelementen des Dreibereichsverfahrens sind} \\ Y &= R_y & \text{die Reflexionsgrade } R_x, R_y \text{ und } R_z \text{ zu erhalten. Hieraus lassen sich die Normfarb-} \\ Z &= c \bullet R_z & \text{werte errechnen.} \end{aligned}$$

$$\begin{aligned} X &= k \cdot \int_{\lambda=380}^{720} S(\lambda) \cdot \bar{x}(\lambda) \cdot \beta(\lambda) \cdot d\lambda & Y &= k \cdot \int_{\lambda=380}^{720} S(\lambda) \cdot \bar{y}(\lambda) \cdot \beta(\lambda) \cdot d\lambda \\ Z &= k \cdot \int_{\lambda=380}^{720} S(\lambda) \cdot \bar{z}(\lambda) \cdot \beta(\lambda) \cdot d\lambda & k &= \frac{100}{\int_{\lambda=380}^{720} S(\lambda) \cdot \bar{y}(\lambda) \cdot d\lambda} \end{aligned}$$

(2.2.-2) Beim Spektralverfahren lassen sich X, Y, Z aus der Normlichtart S, den Normspektralwertfunktionen x, y und z und den gemessenen Reflexionsgraden (Beta) errechnen. Der Faktor k dient der Normierung des Normfarbwertes Y für Idealweiß [121].

Allerdings sei an dieser Stelle angemerkt, daß das Spektralverfahren aufgrund der höheren Anzahl der Meßpunkte im Vergleich zu den drei Werten (Rx, Ry, Rz) des Dreibereichsverfahrens als das überlegene gilt und wegen der Möglichkeit zur Spektralanalyse und zur Verarbeitung der Ergebnisse unter verschiedenen Normlichtarten und Beobachtungswinkeln in der Fachwelt ein höheres Ansehen genießt.

Farbsysteme, beispielsweise nach Albert Henry Munsell oder Wilhelm Ostwald, oder mathematische Konstrukte zeigten nun ihre Grenzen, und als der Wunsch der Fachwelt in den ersten Jahrzehnten des 20. Jahrhunderts nach weitergehender und höherer Objektivierbarkeit laut wurde, sollte ein Rahmen für Farbmessungen (Colorimetrie) diese Genauigkeit erzielen, indem ein Farbdigramm geschaffen wurde, das auf sinnes-physiologischen Messungen beruht. Eine solche „Normentafel“ oder „Standard Valenz System“ wurde 1931 auf internationaler Ebene von der *Commission Internationale de l'Éclairage (CIE)* vereinbart. Sie stellt eine Farbkennzeichnung auf Basis der additiven Lichtmischung dar und geht auf Maxwells Farbmessungen und seiner Dreieckskonstruktion zurück. Grundlage des Systems war der indirekte subjektive Vergleich einer Farbe mit der Mischung dreier Elementarfarben (Dreifarbenwert; „tristimulus value“) durch einen Probanden („colour match“). Forscher fanden heraus, welche Anteile des Lichtes bei einer bestimmten Wellenlänge wahrnehmbar sind. Versuche dieser Art wurden vor allem in England der 20er Jahre des letzten Jahrhunderts von Wright und Guild, in welchen auf diese Weise Spektralwertkurven („colour matching functions“) erstellt wurden, indem normalsichtige Personen monochromatisches Licht von immer der gleichen Energie einer Primärfarbe zuordnen sollten [121, 140]. Mittelwerte eines „Standardbeobachters“ aus den sich ergebenden Dreifarbenwerten (R, G, B bzw. X, Y, Z), aufgetragen zu den Wellenlängen, ergaben so die Spektralkurven. Der Helligkeitswert Y gibt das Verhältnis zwischen zurückgeworfenem und einfallendem Licht in Prozent an (eine Weißplatte hat 100 % Reflexion) [149, 150].

Jeder Farbton verändert sich, wird er bei unterschiedlichem Licht oder variierender Lichtintensität betrachtet (Farbverzerrung). So kann es sein, daß zwei in ihrer spektralen Reflexionskurve völlig verschiedene Körper aufgrund deren Integrale, die sich jeweils unter einer bestimmten Lichtart zu gleichen Werten aufaddieren, unter der einen Lichtart gleichfarbig und unter einer anderen aufgrund differenter Integralsummen unterschiedlich in deren Farbe erscheinen (Metamerie). Metamerie wird durch den Metamerieindex (M) (DIN 6172) [42] repräsentiert, welcher den Farbabstand zwischen zwei Proben, der durch Lichtartenwechsel entsteht, beschreiben hilft. Je kleiner der Metamerieindex, desto besser ist die Farbübereinstimmung der Proben.

Nach CIE sollen Farbproben so unter durchschnittlicher Tagesbeleuchtung (C – 6.774 Kelvin ohne Ultraviolett-Strahlung, bläuliche Farbe), künstlicher Lichtquelle (100-Watt-Glühlampe, Normlicht A – 2.856 Kelvin, Glühlampe mit gelboranger Farbe, 380 – 770 nm), Sonnenlicht am Mittag (B – 4.870 Kelvin) oder bei mittlerem Tageslicht nach DIN 6173 Teil 2 betrachtet werden [43]. Heutzutage ist das durchschnittliche Tageslicht C (CIE 1931) zugunsten der Anwendung des Normlichts D65 („daylight“ mit einer Farbtemperatur von 6.504 Kelvin einschließlich der im nahen UV-Bereich, bei Wellenlängen von 300 – 400 nm und eine dem natürlichen Sonnenlicht entsprechende ultraviolette Strahlungsintensität bei Wellenlängen von 300 – 830 nm, DIN 6173) in Europa und des Normlichtes D75 in Amerika verdrängt worden [81]. Die Zahlen in Kelvin geben die Temperaturen an, die mit dem Licht, welches ein erhitzter schwarzer Körper abstrahlt, verknüpft sind. Niedrige Temperaturen wie z. B. 2.400 K entsprechen dem Rot, höhere Temperaturen wie 3.000 K dem Gelb und 9.300 K entsprechen dem Blau. Die Temperatur von neutralem Weiß liegt bei 6.504 K (entsprechend Normlicht D65) [121].

Preston erkannte hier die Gegensätzlichkeit zwischen der Lichttemperatur und der Farbmotion, welche die Farben Rot und Gelb eher mit wärmeren Temperaturen aufgrund jahrtausendlanger Erfahrungen (Feuer – angenehme Wärme) und die Farbe Blau eher mit Eis und Kälte assoziieren läßt [118, 119].

Um nun eine leicht erfaßbare Farbkarte zu erstellen, mußte die CIE dem Farbraum die dritte Dimension nehmen: Die drei seinerzeit standardisiert mittels Lichtart C und Normbeobachter 2° gemessenen Werte X, Y, Z werden so zu x, y, z (CIE 1931) (s. Formel 2.2.-3), jede Zahl kann durch die Summe aus allen Parametern geteilt werden ($x = X/(X+Y+Z)$) und die Summe aller Farbgewichte ergibt Eins ($x+y+z = 1$). Die waagerechte Achse verleiht sich so die Werte für x ein und die senkrechte Achse nimmt die Werte für y auf. Das Standarddiagramm entsteht durch die Linie, welche die Punkte der umgerechneten Dreifarbenwerte „tristimulus values“ für die verschiedenen Wellenlängen verbindet (Spektrallinienzug des sichtbaren Lichtes zwischen den Endpunkten 770 nm und 450 nm) [121].

$$x = \frac{X}{X + Y + Z} \quad y = \frac{Y}{X + Y + Z} \quad (2.2.-3)$$

Die zu *Hermann von Helmholtz'* Zeiten notwendige Gesichtsfeldgröße, welche ein rein foveales, von den Stäbchenzellen, d. h. von den hell-/dunklempfindlichen Rezeptoren der Netzhaut für das Sehen von Schwarz, Weiß und Grautönen des dunkeladaptierten Auges unbeeinflusstes Farbsehen ermöglichen sollte, wurde bei 2° (CIE 1931) festgelegt und war auch in den Apparaturen, die Guild und Wright 1931 zu Spektralwertbestimmung nutzten, fest eingebaut. Die Tatsache, daß wir einen Körper oder eine Fläche in der Praxis selten unter einem so kleinen Gesichtsfeld betrachten, veranlaßte später die CIE im Jahre 1964, ein zweites Normvalenzsystem vorzustellen, das auf Spektralmessungen von Stiles und Speranskaja beruht, die unter einem Gesichtsfeld von 10° („farbmetrischer Großfeld-Normalbeobachter 1964“ – Großfeldvalenznormsystem) entstanden sind [121, 134]. In DIN 5033 Teil 2 [39] ist die spektrale Empfindlichkeit der drei Zapfenarten (Rot-, Grün- und Blau-Empfindlichkeit) des helladaptierten Auges eines „farbmetrischen Normalbeobachters“ definiert und kann in Normwertspektralfunktionen zahlenmäßig als X, Y und Z angegeben werden. Durch die Vergrößerung des Gesichtsfelds und der damit vergrößerten Rezeptionsfläche werden neben den in der Fovea gehäuft auftretenden, für das photopische Sehen zuständigen Zapfenzellen (Rezeptoren des Farbsehens bei Tage eines helladaptierten Auges), in zunehmendem Maße peripher des Sehzentrum liegende Stäbchenzellen, also die Rezeptoren des skotopischen Sehens (Schwarz-/Weiß-, Nachtsehen, Sehen bei geringen Leuchtdichten) der Netzhaut angesprochen. Dies führt zu einer Änderung der Normspektralwerte in Beziehung zu den Wellenlängen und ruft somit andere Farbmeßwerte hervor. Der 2°-Normalbeobachter bewertet eine Farbfläche in der Größenordnung einer Münze in 50 cm Entfernung, während der 10°-Normalbeobachter in derselben Entfernung eine Postkartengröße einer farblichen Beurteilung zuführen kann; und somit ist davon auszugehen, daß ein Zahn bei seiner Größe unter einem Winkel von 2° physiologisch betrachtet und somit optimaler beschrieben wird.

Es besteht – resultierend aus differierenden Rezeptionsflächen und deren Ausdehnung – ein Unterschied in der Wahrnehmung bzw. in den Meßwerten. Die Abhängigkeit der Farbwahrnehmung von dem Normbeobachtungswinkel und der daraus resultierenden Rezeptionsfläche ist verständlich, da ein 2°-Beobachtungswinkel Rezeption im Sinne von eher photopischem Sehen und 10°-Beobachtung im Sinne von eher skotopischem Sehen bedeutet [121].

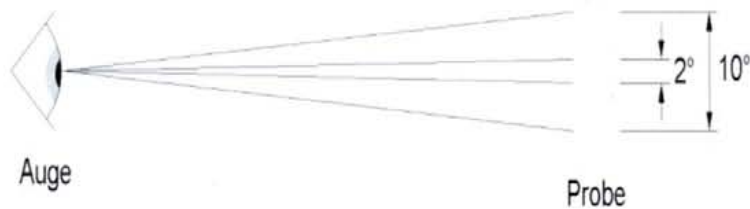


Abb. 2.2.-1 Darstellung des 2°- und 10°-Normbeobachters. Spektrale Empfindlichkeit für vornehmlich Tages- und Nachtsehen (Bildquelle: [121]).

Die spektrale Empfindlichkeit der Stäbchenrezeptoren der Netzhaut entspricht der spektralen Absorption des Sehpurpurs. Die Absolutempfindlichkeit der Stäbchen ist so hoch, daß bereits wenige einfallende Lichtquanten in der Lage sind, einen Reiz zu formulieren. Die Zapfenzellen der Netzhaut hingegen besitzen eine weitaus geringere Empfindlichkeit und erlangen erst bei größerer Helligkeit reizaufnehmende Fähigkeiten. Entsprechend ihrer differierenden Sehfärbstoffe und der sich hieraus ergebenden spektralen Absorption entsprechender Energieanteile bzw. Wellenlängenbereiche des Lichtes, welche ihren Zerfall verursachen, lassen sich drei Zapfen mit entsprechenden Empfindlichkeiten für definierte Farbbereiche unterscheiden. Die Normbeobachtungswinkel begründen auf diese Weise die Variation der Spektralwerte und der Normfarbtafel.

Das System nach *Wilhelm Ostwald* (1853 – 1932), das seit dem Ersten Weltkrieg im Gebrauch war, wurde vom Deutschen Institut für Normung (DIN) schon in den 30er Jahren des letzten Jahrhunderts als nicht praktikabel erachtet. Aber erst 1953 lagen dem Institut Ergebnisse zu einem neuen Farbsystem vor. Farbton (DIN-Farbton – T), Sättigung (DIN-Sättigungsstufe – S) und Helligkeit (DIN-Dunkelstufe – D) stellen die Koordinaten, die Halbebenen repräsentieren Flächen konstanter T-Werte, Flächen gleicher S-Werte durch den Kegel und gleicher D-Werte durch die Kugel sind veranschaulicht in DIN 5033 Teil 2 [39]. Der Schnittpunkt aller drei Flächen bestimmt die Farbe. Zwischen 1960 und 1962 wurde zudem eine DIN-Farbkarte 6164 festgelegt [121]. Für die objektive Farbmessung an glatten Flächen gilt seit 1933 die Vorschrift nach DIN 5033 (AOCS Cc 13a-43, FAC Standard Color) [39]. Das Deutsche Institut für Normung beschreibt in seinen Vorschriften die Grundbegriffe der Farbmeterik (DIN 5033 Teil 1), Normvalenzsysteme (DIN 5033 Teil 2), Farbmaßzahlen (DIN 5033 Teil 3), das Spektralverfahren (DIN 5033 Teil 4), das Gleichheitsverfahren (DIN 5033 Teil 5), das Dreibereichsverfahren (DIN 5033 Teil 6), die Meßbedingungen für Körperfarben (DIN 5033 Teil 7), Meßbedingungen für Lichtquellen (DIN 5033 Teil 8) und den Weißstandard für Farbmessungen und Photometrie (DIN 5033 Teil 9), die Farbwiedergabe (DIN 6169), den Metamerieindex von Probepaaren bei Lichtartwechsel (DIN 6172), die allgemeinen Farbmusterungsbedingungen (DIN 6173 Teil 1), die Beleuchtungsbedingungen für künstliches mittleres Tageslicht (DIN 6173, Teil 2), die farbmeterische Bestimmung von Körperfarben nach der CIELAB-Formel (DIN 6174) und eine Bestimmung der Signifikanz von Farbabständen bei Körperfarben nach der CIELAB-Formel (DIN 55600) [39 – 44].

Das bereits erwähnte CIE-System sieht es nicht vor, den Betrachter Farbunterschiede (Buntheitsdifferenzen) als Abstände im Schaubild erkennen zu lassen. Die berechtigte Kritik der Fachwelt an jenem System, es sei die Farbe Grün überrepräsentiert und rote, violette und blaue Farbtöne der Ecken nicht ausreichend gewürdigt, hat die *Commission Internationale d'Éclairage* bewogen, ein neues System, das CIELAB – CIEL*a*b* (DIN 5033, DIN 6174) –, zu beschließen, welches 1976 eingeführt wurde (s. Abb. 2.2-3). Es handelt sich bei dieser mithilfe der Adams-Nickerson-Kubikwurzel-Formel (s. Abb. 2.2.-4) errechneten, empfindungsgemäß gleichabständigen Darstellung, einem auf der Gegenfarbtheorie basierenden „psychometrischen Farbdigramm“, um eine modifizierte Kubus-Kugel, die über eine transversale Achse (+a*/-a; Rot/Grün), sagittale Achse (+b*/b*; Gelb/Blau) und Vertikalachse („psychometrische Helligkeit“, „Leichtigkeit“, „lightness“ – vom idealen Schwarz/Nero/0 nach idealen Weiß/Bianco/100 aufsteigend – L*) aufgespannt wird. Die Umrechnung vom alten CIE-System ist problemlos möglich [39, 44]. Ebenfalls auf der Gegenfarben-Theorie, welche besagt, eine Farbe könne niemals gleichzeitig Rot oder Grün, noch gleichzeitig Gelb oder Blau sein, fußt das CIELCH-System (L*C*h-System) der CIE aus

dem Jahre 1976: Den Farbtönen, kreisförmig um die L^* -Achse angeordnet, sind die gleiche Buntheit C^* (Chroma), jedoch unterschiedliche Bunttöne h zu eigen. Farbtöne, die auf einem von der L^* -Achse ausgehenden Radiusstrahl liegen, besitzen den gleichen Buntton h , jedoch steigende Buntheit.

Der Farbabstand ΔE gibt die Farbdifferenz zwischen zwei Proben in einer Zahl an und berechnet sich aus den Differenzen der $L^*a^*b^*$ -Werte (DIN 6174, DIN 6176, DIN 55600) [40, 44].

Ziel dieses einheitlichen Farbenraums („uniform color space“), dessen psychologische Grundfarben der Opponententheorie *Edwald Herings* entlehnt wurden, war es, Farbunterschiede numerisch bestimmen zu können, um so die Farbmessung genauer werden und Farbton, Helligkeit und Sättigung entsprechend einfließen zu lassen.

In der Farbenlehre charakterisiert der Farbton eine bestimmte Wellenform der Strahlungsenergie und bezeichnet die Farbsorte (z. B. Rot, Grün, Blau, Gelb usw.), beschreibt die Sättigung die Reinheit oder Stärke eines Farbtons und gibt die Helligkeit Auskunft über den Schwarzanteil und so auch über die Reflexionsfähigkeit der Farbe [118, 119]. Die Anwendung des CIELAB-System in der Farbmessung hat sich in Europa durchgesetzt, im Gegensatz zu den Vereinigten Staaten von Amerika, in denen das Munsell-System sowie das Hunter-Lab-System (1960), welches ebenfalls wie das CIELAB-System auf die Normfarbwerte X , Y , Z , jedoch auf einer anderen Berechnungsgleichung basiert, Verwendung finden.

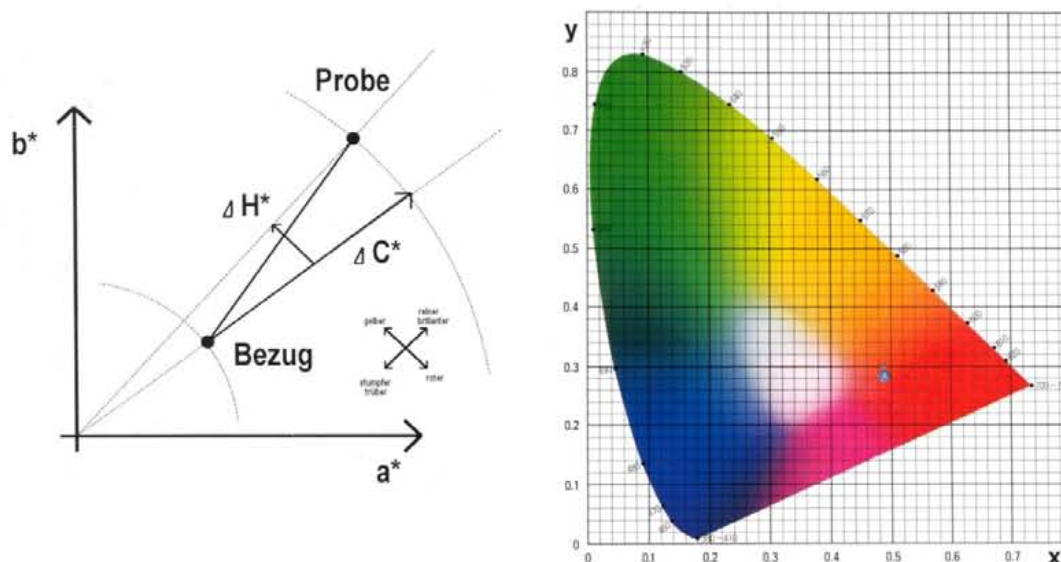


Abb. 2. 2.-2 Darstellung des Abstandes von C^* und H^* (links), xy-Normentafel nach CIE 1931 (rechts), Bildquelle: Minolta 1996 [102]

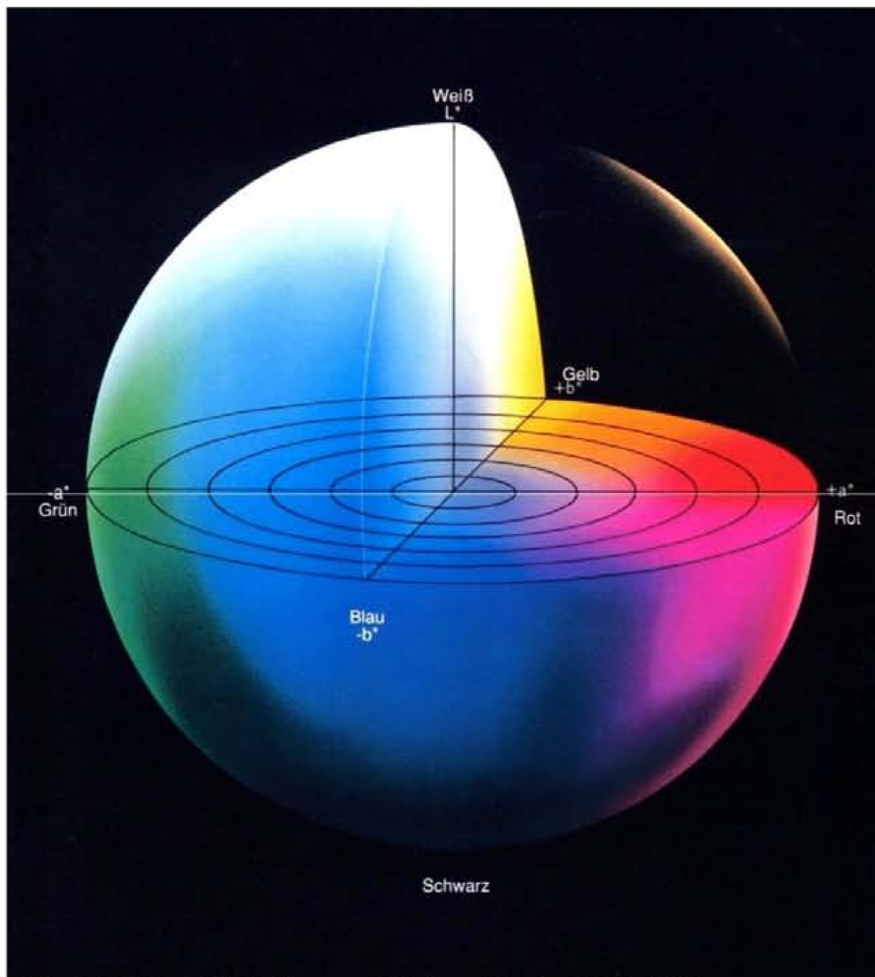


Abb. 2.2.-3 $L^*a^*b^*$ -Farbraum (Bild oben: Minolta 1996) [102].

$$L^* = 116 \cdot \sqrt[3]{\frac{Y}{Y_n}} - 16$$

$$a^* = 500 \cdot \left\{ \sqrt[3]{\frac{X}{X_n}} - \sqrt[3]{\frac{Y}{Y_n}} \right\}$$

$$b^* = 200 \cdot \left\{ \sqrt[3]{\frac{Y}{Y_n}} - \sqrt[3]{\frac{Z}{Z_n}} \right\}$$

$$C^* = \sqrt{a^{*2} + b^{*2}}$$

$$h_{ab}^* = \arctan \frac{b^*}{a^*}$$

(2.2.-4) Formeln zur Errechnung von L^* , a^* , b^* , C^* , h

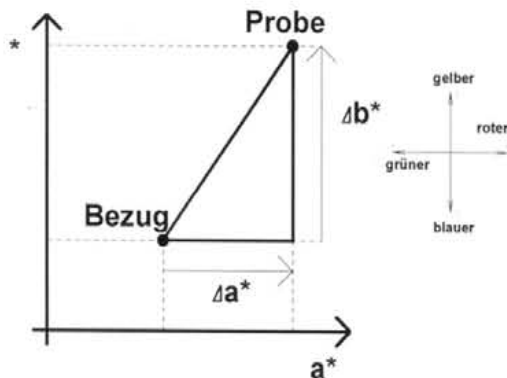


Abb. 2.2.-4 Farbabstand zwischen Probenfarbmaßzahlen und der Farbwerte der Bezugsmessung.

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

$$\Delta L^* = L_P^* - L_B^*$$

$$\Delta a^* = a_P^* - a_B^*$$

$$\Delta b^* = b_P^* - b_B^*$$

(2.2.-5) Der Farbabstand (ΔE) und die Differenzen von Helligkeit (L^*), der Farbmaßzahlen a^* und b^* (von oben nach unten) – DIN 6174

$$\Delta E^*_{ab} = \sqrt{(\Delta L^*)^2 + (\Delta C^*_{ab})^2 + (\Delta H^*_{ab})^2}$$

$$\Delta C^*_{ab} = C^*_{ab,P} - C^*_{ab,B} = \sqrt{a^{*2}_P + b^{*2}_B} - \sqrt{a^{*2}_B + b^{*2}_P}$$

$$\Delta H^*_{ab} = s \cdot \sqrt{(\Delta E^*_{ab})^2 - (\Delta L^*)^2 - (\Delta C^*_{ab})^2}$$

(2.2.-6) Für bunte Farben definiert DIN 6174 eine Aufspaltung des Gesamtfarbabstands nach Helligkeits- (ΔL^*), Buntheits- (ΔC^*) und Bunttonunterschieden (ΔH^*).

2.3 Farbenlehre, Farbmeterik, Spektralphotometrie und Zahnmedizin

Bereits Anfang der 70er Jahre des letzten Jahrhunderts, jedoch mehr als 10 Jahre nach dem enormen Aufschwung an Akzeptanz in Industrie und nicht dentaler Forschung, wurden farbmeterische und spektralphotometrische Apparaturen in der dentalen Wissenschaft eingesetzt. Anfang der 80er Jahre wurden Prototypen für die objektive Farbbestimmung entwickelt und Anfang der 90er Jahre des letzten Jahrhunderts stellten mehrere Hersteller marktreife Systeme für den dentalen Farbabgleich in praxi am Patienten vor.

Farbmeterische und spektralphotometrische Messungen an Farbringen, Kompositen und natürlichen Zähnen unter den verschiedenen Meßbedingungen offenbarten, daß verschiedene Faktoren auf Meßergebnisse Einfluß haben: Die Freihandmessung von Farbringzähnen bei möglichst exakt senkrechtem Aufsetzen des Meßkopfes zentral auf der Mitte der Labialfläche ergab Differenzen beim L^* -Wert von bis zu 4,06, beim a^* -Wert von bis zu 0,53, beim b^* -Wert von bis zu 3,33 und ΔE^* (Abstand der Farben im Farbenraum) bis zu 4,12 Einheiten [87]. Die ΔE -Werte der Wiederholungsmessungen in vitro erbrachten am selben Tag $< 0,4$, nach drei Tagen sowie nach acht Tagen $> 0,4$ und in vivo Werte von 1,1 – 3,21 [54]. Demgegenüber bestanden bezüglich der Reproduzierbarkeit von Messungen mit Nonkontakt-Spektralphotometer nur innerhalb kürzester Zeiträume Farbunterschiede von $\Delta E < 0,15$ [71]. Die Werteschwankungen konnten mit Repositionierungsbehelfen aus Tiefziehfolien halbiert bzw. mit einer Positionierungsschiene verringert werden [87, 125]. Die In-vivo-Wiederholbarkeit intraindividuell sowie interindividuell mit Spannvorrichtung (Positionierungsjig) ist bei Farbunterschieden von bis zu 0,34 (ΔE) relativ genau vollziehbar [46]. Durch Neigung des Meßkopfes an einem planen Körper sollte es zum Anstieg der Helligkeitswerte kommen. Das Benetzen eines trockenen Körpers mit Kunstspeichel ergab eine Verschiebung der Farbe zum Blauen. Eine Winkeländerung bis 4° führte zu nur geringen E -Wert-Unterschieden (< 1). Messungen mit zunehmender Neigung des Sensorkopfes an Zähnen eines Farbringes besaßen hingegen keine Tendenz der $L^*a^*b^*$ -Werte und ergaben bereits bei 2° Abweichung ΔE -Werte > 1 . Einen geringen Einfluß hat die Hintergrundfarbe [7, 87]. Nur unter Extrembeleuchtung, wie beispielsweise Rotlicht, und bei völliger Dunkelheit wichen die Meßergebnisse im Vergleich zum Tageslicht stark ab, wohingegen die Meßwerte der Farbuntersuchungen unter einer Leuchtstofflampe (Laborlampe) oder unter der Beleuchtung einer Behandlungseinheit keine wesentlichen Streuungen erfuhren. Das dentale Farbmeßgerät Castor beispielsweise erbrachte zu Beginn einer 10-minütigen Dauermessung Schwankungen der L^* -Werte von 0,8, der a^* -Werte von 0,2 und der b^* -Werte von 0,6 Einheiten, die sich nach vier Minuten auf weniger als 0,2 reduzierten [87]. Intraindividuelle sowie interindividuelle Wertdifferenzen der Meßergebnisse in CIELAB-Einheiten von 0,34 bzw. 0,13 und 0,61 für ΔE^* hielten sich in annehmbaren Grenzen [46].

Die Unterschiede zwischen subjektiver und objektiver Farberfassung befanden sich zwar mit $\Delta E^* \geq 3$ im wahrnehmbaren Bereich, können allerdings durch einen mathematischen Korrekturfaktor als überwunden gelten [152] oder werden in Transluzenz und Beeinflussung von Umgebungsstimulationen gesehen [73]. Auch Spektralphotometer bzw. ihre Meßgeometrien wurden wissenschaftlich betrachtet [7, 51, 69]. Die Gegenüberstellung von Farbmeßgeräten offenbart die Abhängigkeit der Messung von dem angewandten Instrument. Es wurde ein dentales Farbmeßgerät mit dem nicht dentalen farbmeterischen Spektrometer in ihren Meßeigenschaften verglichen [51]. Drei nicht dentale Spektralphotometer wiesen im Gegensatz zum dentalen Farbmeßgerät Castor, der zudem Farben deutlich dunkler bewertete und für glatte Farbflächenbeurteilung ungeeignet ist, nur geringe Standardabweichungen und Streuungen der Ergebnisse bei Vergleichsmessungen an Dentalkeramikproben auf [7, 51]. Berührende Kontakt-Apparaturen sowie berührungslose Nonkontakt-Apparaturen erbrachten aufgrund der Verschiedenartigkeit der Meßprinzipien völlig unterschiedliche Absolutwerte, welche sich allerdings in ähnlicher Relation zueinander anordneten [151]. Bei der farb- bzw. spektrophotometrischen Erfassung haben gekrümmte Flächen [87], Verschiebung der Meßfläche (Verlagerung der Proben zum Meßgerät) [54, 71, 87] sowie Licht und Meßmodus [82] Einfluß auf die Ergebnisse und deren Reproduzierbarkeit.

Meßfläche

Das zentrale Kronendrittel wirkt auf den Betrachter aufgrund der sich hier am dünnsten gestaltenden Schmelzschicht dunkler als die inzisalen und approximalen Anteile, sodaß das darunter liegende Dentin in größerem Maße hindurchleuchtet. Ohne Schmelzübergang gestaltet sich der Zahnhalsbereich und bildet so die dunkelste Zone. Es ist der Bereich, in dem der Farbton des Dentins am besten erkannt wird [19, 103, 104]. Die Zahnfarbe läßt sich in drei Zahnregionen (gingivales, mittleres und inzisales Drittel) unter-

scheiden [60, 109]. Die Farbe nimmt von der Inzisalkante nach cervical im Rot sowie in den Gelbtönen zu, während hingegen in gleicher Richtung die Transluzenz abnimmt [60]. Johnston und Kao [73] waren der Auffassung, daß es der mittlere Anteil der Zahnkrone sei, der die Farbe am besten wiedergibt. Auch Okubo et al. [110] wollten die farbmetrische Erfassung im mittleren Kronendrittel wissen. Im Gegensatz dazu wird von einer Reihe von Autoren die Meßabnahme im cervicalen Kronendrittel [151] favorisiert, bei der ihrer Ansicht nach die stabilsten Meßergebnisse zu erhalten wären. Es besteht jedoch die einhellige Meinung, daß das inzisale Drittel für Messungen dieser Art ungeeignet erscheint [56, 73, 110, 151]. Hohe Transluzenz, dadurch verminderte Reflexionen des Meßlichts und die damit verbundene Verschiebung der Farbwerte zu einem verfälschten dunkleren, bedeckten Farbzustand dürften hier die Effekte auf die Meßergebnisse sein.

Messung von Spektrum und Farbe an menschlichen Zähnen

Neben werkstoffkundlichen Erfassungen von Spektren und Farbe, beispielsweise an Kunststoff- und Keramikzähnen, Zementen, Composites etc., in den verschiedensten Studien wurde in einigen Studien auch an natürlichen Zähnen gemessen. Goodkind et al. und Schwabacher und Goodkind [55, 56, 130] führten an menschlichen Zähnen objektive Erfassungen der Farbe durch, die meßtechnisch registriert wurden. Schwabacher und Goodkind hatten so einen metrischen Zahnfarbraum erstellen können, welchen sie in einem zylindrischen Farbraum aufhingen. Diesen Zahnfarbraum konnte er nun mit dem Farbraum der Farbringe von Bioform und VITA vergleichen [130].

Farbräume sowohl von in vivo befindlichen [108] als auch von extrahierten Zähnen [58, 59] sind in der Literatur beschrieben. Das in der zahnmedizinischen Fachliteratur am häufigsten zitierte und in den meisten Farbringen angelsächsischer Prägung realisierte Farbkonzzept von Munsell (1936) wird heute zunehmend in der Forschung durch das neuere CIELAB-System (1976) verdrängt.

Vergleichbar mit dem von Clark [32] in Farbanalysen bestimmten Farbraum entstanden ein neues, unten beschriebenes Farbsystem und ein hiermit verbundener dentaler Farbring, welcher für die natürlich vorkommenden Zahnfarben steht.

Farben durften hierbei weder über- noch unterrepräsentiert sein, der optische Farbabstand sollte keinesfalls nur unzureichend gewährleisten werden [107]. Der Zahnfarbraum wurde über instrumentelle Messungen als auch durch visuellen Abgleich an natürlichen Zähnen eingerichtet. Hall stellt so den Raum natürlich vorkommender Zahnfarben nahe der Gaußschen Verteilung dar. Dieser metrisch erfaßte Raum ermöglichte die Herstellung und Mischung neuer Farbringproben. Ein Farbabstand zwischen benachbarten Proben von weniger als den vom Auge gerade noch unterscheidbaren 3,3 CIELAB Einheiten wurde an dieser Stelle gefordert [58, 59]. Auf diesen Grundlagen basierte der VITAPAN 3D-MASTER, ein Shade-System, dessen Zahnfarbraum als rotgelbweißlicher, aufrechtstehender, ovaloider, dreidimensionaler Körper innerhalb des helleren Bereichs des farbäquidistanten CIELAB Systems imponiert, und der zum subjektiv-visuellen Farbabgleich dient.

Subjektiv-visueller Farbabgleich

Der subjektiv-visuelle Farbabgleich mittels Farbringproben sollte unter künstlichem sowie unter natürlichem Licht mit der Lichttemperatur des hellen Tages bei leicht bewölktem Himmel zwischen 10 und 11 Uhr bzw. 14 und 15 Uhr [19, 120] oder zwischen 11 Uhr und 15 Uhr [70, 76, 77], unter Vormittagslicht bei leicht bewölktem Himmel, am nördlich ausgerichteten Fenster oder Balkon [77, 145] unter Meidung der direkten Sonneneinstrahlung [19, 77, 145] und/oder unter diffusem Normlicht mit einer Beleuchtungsstärke von 1.000 – 2.000 lx [10] bei idealer Farbtemperatur von 5 000° K +1.000°/–759° K erfolgen. Dieses Normlicht ist zu erreichen mit Leuchtstoffröhren der internationalen Farbbezeichnung xx950 [145] wie beispielsweise Osram LUMILUX DELUXE Tageslicht [65, 66, 67] oder D65 (Xenonlampe) nach DIN 6173 [43]. Werte der Beleuchtungsstärke (Lux) unter 1.000 lx und über 8.000 lx sind zu meiden. Hierbei würden die Grauwertunterscheidung (< 1.000 lx) bzw. der Blendeffekt (> 8.000 lx), bei dem die Zapfenrezeptoren auf der Netzhaut überreizt werden, dominieren. Alternativ wird auch Normlicht C [151] vorgeschlagen. Die Farbbestimmung sollte bei entsprechend räumlicher Verteilung der Lichtquellen [33] durchgeführt und kann unter Tageslicht durch den Abgleich unter künstlichem Tageslicht mit UV-Anteilen und Warmlicht mit Rotanteilen [78] ergänzt werden. Hierbei sollte sowohl unter künstlichem als auch unter natürlichem Licht die ausgewählte Farbprobe mit dem Zahn eine möglichst große Übereinstimmung besitzen [53, 118, 119].

Innerhalb eines kurzen Zeitintervalls von 5 [120] bzw. 5–7 [145] oder 10 Sekunden [65, 66, 67] sollte eine Entscheidung getroffen werden. Der erste Eindruck gilt als der optimalste [29, 45, 61]. Die Ausrichtung der Farbringzähne in die Ebene der natürlichen Zähne [120] im Abstand einer Armlänge bzw. eines Meters [145] ermöglicht das foveale Sehen. Die Bestimmung sollte bei Aufsicht sowie bei Vorbeisicht erfolgen [70]. Des Weiteren wäre anzuraten, den Hintergrund neutralfarbig besser leicht dunkler als das zu messende Objekt zu gestalten [43], bzw. das Umfeld möglichst farblich dezent [145] oder grünfarbig [77] zu halten. Das Prüfmuster sollte den Prüfkörper berühren und wird in der gleichen Richtung ausgerichtet. Ein 45°-Winkel zwischen Lichteinfall und Reflexion wird als Ideal angesehen. Die farbbewertende Person sollte nach DIN 6173 über uneingeschränkten Farbsinn verfügen [43]. Aus diesem Grunde muß in jedem Falle vermieden werden, daß der Betrachter durch getönte Brillengläser einer verfälschten Farbwahrnehmung unterliegt [145].

3. Material und Methode

3.1 Verwendete Zähne und Instrumente



Abb. 3.1-1 In den verschiedenen Voruntersuchungen und Studien fanden extrahierte, von Wurzelhaut, Konkrementen, Zahnstein und Belägen befreite, endodontisch unbehandelte, menschliche, obere mittlere Frontzähne Verwendung (s. oben links). Das elektronische Hygro-Thermometer (Fa. Adolf Thies GmbH & Co. KG, Göttingen, unten rechts) wurde zur Raumüberwachung der Temperatur in Grad Celsius (unten Mitte) und Luftfeuchtigkeit in % (unten rechts) eingesetzt. Die Voruntersuchungen erfolgten mit dem Spektro-pen (Dr. Lange GmbH & Co. KG, Düsseldorf/Deutschland) mit 45/0°-Meßgeometrie (oben Mitte) mit individuell erstelltem Repositionierungsbehelf aus konfektioniertem Abformlöffel im Verbund mit einer den Meßkopf aufnehmenden starren Tiefziehfolie. Das Gipspositiv oben auf dem Bild entspricht dem Meßkopf, dessen Dimensionen zuvor abgeformt und in Gips überführt wurden. Das Gipspositiv wurde zur Erstellung der Tiefziehfolie benutzt. Der Löffel trägt die Abformmasse mit Einbiß des Probanden. Spektraldensitometer 528 (X-Rite, Grandville, MA, USA) mit 45/0°-Meßgeometrie, 3,8 mm Meßflächendurchmesser (unten links) und Chroma-Meter CR-300 von Minolta (Tokio, Japan) mit d/0°-Meßgeometrie (diffuse Beleuchtung, 0°-Betrachtung, Glanzeinschluß, oben rechts).



Abb. 3.1-2 Die Spektralphotometer CM-503c (oben links) mit $45/0^\circ$ -Meßgeometrie (Beleuchtung zirkular unter 45° , Betrachtung unter 0°) und CM-503i (oben Mitte) mit $d/8^\circ$ -Meßgeometrie ($d/8$, diffuse Beleuchtung, Betrachtung unter 8° zur Senkrechten mit Glanzeinschluß), jeweils von Minolta (Tokio, Japan) besitzen einen Wellenlängenbereich von 400 bis 700 nm, eine Auflösung von 20 nm, eine Xenon-Blitzlampe (vgl. ISO 7724/1; DIN 5033 Teil 7; CIE 15.2 und ASTM E 1164) und wurden ebenso wie das mikroskopische Chromameter CR-241 (oben rechts) (CIE 31, 2° -Normalbeobachter, Xenonblitzlampe, Meßfläche: d 1,8 und 0,3 mm, $45/0^\circ$ -Geometrie mit Rundumbeleuchtung), ebenfalls von Minolta (Tokio, Japan), in den Voruntersuchungen, Hauptstudien und Nachuntersuchungen eingesetzt. Zum Weißabgleich wurden die Kalibrierstandards CM-A82 (CM-503c) und CM-A2 (CM-503i) (2. Reihe, Mitte rechts) von Minolta (Tokio, Japan) gemäß der Anbringenvorgabe (2. Reihe, rechts) eingesetzt. Für denselben Zweck kam bei dem mikroskopischen Chromameter CR-241 der Weißreflektor (2. Reihe, Mitte links) zum Einsatz. Zentral ist diese Kalibrierplatte weiß gefärbt. Mithilfe dieser Platte wird so eine Weißkalibrierung an dieser Stelle der Platte durchgeführt. Die kaum mit unbewaffnetem Auge zu erkennenden schwarzen Punkte auf dem Weiß der Platte dienen der Scharfstellung des mikroskopischen Chromameters. Sind die Punkte peripher der durch das Linsensystem sichtbaren Randmarkierung des Meßfelds scharf zu erkennen, kann die Kalibrierung durchgeführt werden. Nachdem das Zentrum der weißen Mitte anvisiert ist, werden drei Kalibriermessungen durchgeführt. Zu sehen sind weiterhin die PJC/CVL 3 Pantone® Lichtkabine der Fa. JUST Normlicht GmbH (unten links; Weilheim/Deutschland; D65 Normlicht: 6.500 K-Leuchtstofflampe Philips TL-D 18/965, nördliches Tageslicht, entsprechend den internationalen Normen für visuelle Farbmusterung-CIE D65; D50 Normlicht: 5.000 K-Leuchtstofflampe JUST Color Control Daylight 98 – CIE D50, ANSI PH 2.30, ISO 3664; Normlicht A: 2.700 K-Glühlampe, 2x 60 Watt) sowie die VITAPAN classical- und -3D-MASTER-Farbringe (2. Reihe links) (Fa. VITA, Bad Säckingen/Deutschland), welche hier zur Anwendung gelangten. Die Farbringe befinden sich in der Lichtkabine der Fa. JUST Normlicht GmbH (Weilheim/Deutschland) (unten links und Mitte), in der auch die subjektiven Farbabweiche stattfanden. Die CC/FS 2-SY-2/36 Farbprüfleuchte (unten rechts) diente als Lichtquelle zur Ausleuchtung des Arbeitsbereichs.