

Aus der Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik
der Heinrich-Heine-Universität Düsseldorf
Direktorin: Prof. Dr. P. Gierthmühlen

Funktionsstüchtigkeit und Ästhetik von Konfektions-
Prothesenzähnen
- Abrasionsfestigkeit, Oberflächenrauheit, Farbbeständigkeit
und Glanzgrad

Eine *In-vitro*-Studie

Dissertation

zur Erlangung des Grades eines Doktors der Zahnmedizin
der Medizinischen Fakultät der Heinrich-Heine-Universität
Düsseldorf

vorgelegt von

Christian Theodor Bolky

2023

Als Inauguraldissertation gedruckt mit der Genehmigung der
Medizinischen Fakultät der Heinrich-Heine-Universität Düsseldorf
gez.:

Dekan: Prof. Dr. med. Nikolaj Klöcker

Erstgutachter: Prof. Dr. med. dent. Alfons Hugger

Zweitgutachter: Prof. Dr. med. Dr. med. dent. Jörg Handschel

Für meine Familie.

I. Zusammenfassung

Ästhetische und qualitativ hochwertige Prothesenzähne zeichnen sich durch eine glatte und glänzende Oberflächenstruktur aus. Es gilt, Plaque-Anlagerungen vorzubeugen und das Risiko für Verfärbung zu reduzieren. Gerade die Farbbeständigkeit ist wichtig für den Langzeiterfolg in der herausnehmbaren Prothetik; schließlich fällt diese dem Patienten schnell auf und ist daher ausschlaggebend für dessen Zufriedenheit. Eine gute Abrasionsstabilität sichert die Kaufunktion und beugt auch weiteren Kosten durch Instandsetzungen oder Neuanfertigungen vor.

Diese Studie verglich zum einen die Oberflächenqualität von Prothesenzähnen mit Hinblick auf Farbbeständigkeit, Rauheit und Glanz nach künstlicher Alterung. Prothesenfrontzähne aus fünf unterschiedlichen Materialien, nämlich quervernetztem Polymethylmethacrylat (PMMA), einem acrylatischen Derivat (OMP-N), zwei Kompositen der 2. Generation (Nanofüller- und Nanohybridkomposit) sowie aus leuzitverstärkter Glaskeramik, wurden untersucht. Die Hälfte der Zähne erhielt zusätzlich eine Oberflächenbearbeitung mittels handelsüblicher elektrischer Zahnbürste. Für den Verfärbungsversuch wurden die künstlichen Frontzähne nach vierwöchiger Lagerung in fünf unterschiedlichen Flüssigkeiten untersucht. Vor und nach erfolgter Konditionierung wurden an den Frontzähnen die Rauheitsparameter (R_{max} , R_a und R_z), Glanzgrade (GU) sowie colorimetrisch $L^*a^*b^*$ -Werte und die Farbdifferenz (ΔE) ermittelt. Zur Verfügung standen ein Colorimeter, ein Perthometer und ein Glanzgradmessgerät.

Zum anderen wurde die Abrasionsstabilität von $n = 50$ Prothesenseitenzähnen aus PMMA, OMP-N, aus Komposit sowie Keramik getestet. Auch hier erfolgte eine künstliche Alterung durch Thermozyklierung. Nachdem die Produkte einer Kausimulation mit 100.000 Kauzyklen unter einer Belastung von 40 N unterzogen worden waren, wurde der Verschleiß per Laserscan bestimmt.

Die statistische Auswertung der Ergebnisse ergab, dass die PMMA-Prothesenfrontzähne gesamtbildlich betrachtet gut abgeschlossen haben. Gebdi zeigte sehr gute Ergebnisse bei den Rauigkeitsmessungen: R_a : 0,003 μm ; R_z : 0,027 μm und R_{max} : -0,006 μm , während die Merz-Prothesenseitenzähne die besten Abrasionsergebnisse zeigten (Mittelwert: 0,179 μm). Unter den beiden Komposit-Frontzähnen der 2. Generation zeigten sich vergleichsweise unregelmäßige Ergebnismuster. Ivoclar zeigte die besten Glanzgradergebnisse (2,973 GU), schnitt aber bei den anderen Parametern vergleichsweise schlechter ab, während Candulors Komposit-Zahn sehr gut bei den Färbeversuchen abschnitt, jedoch bei der Rauigkeitsmessung ein verhältnismäßig schlechteres Ergebnis resultierte (R_a : 0,045 μm ; R_{max} : 0,415 μm ; R_z : 0,284 μm).

Der keramische Kunstzahn schnitt bei den Glanzmessungen im unteren Ergebnisfeld ab, jedoch übertraf er alle anderen Prothesenzähne in Belangen der Farbstabilität und der Rauheit.

Die Kurkuma-Lösung erwies sich in Belangen des generellen Farbabstands (ΔE) als die am stärksten verfärbende Flüssigkeit: $p > 0,001$ vs. Kaffee (0,729***), Rotwein (0,830***) und Coca-Cola (1,021***). Positive Folgen des systematischen Reinigens der Prothesenzähne präsentierten sich sporadisch.

Diese Studie zeigt, dass Keramik das widerstandsfähigste Material unter den getesteten Prothesenzähnen ist. Allerdings erreichen neue leistungsfähige Premium-Kunststoffzähne aus PMMA ähnlich gute Resultate.

II. Summary

Aesthetical and high quality denture teeth distinguish themselves by a smooth and shiny surface structure. Reducing plaque accretion and the risk of discoloration are intended. Especially susceptibility to coloration is mandatory concerning long-term success in terms of removable prosthodontics; given the fact that patients quickly notice it and therefore, it is decisive for their satisfaction. Further, additional costs following repairs or even new dentures are being prevented.

On one hand this study tested the surface attributes of denture teeth in regards to gloss, color stability and surface roughness after artificial ageing. Incisor denture teeth of five different materials, namely crosslinked polymethylmethacrylate, its acrylic derivative (OMP-N), two different types of 2. generation composite (nanofiller- and nanohybrid composite) and a specimen of leucite enforced glass ceramics, were examined. Half of the anterior denture teeth were cleansed by a commercial electronic toothbrush for investigating its effects. Influence on discoloration of the tested anterior denture teeth was examined based on five different liquids after storage for four weeks. Before and after conditioning, surface parameters (R_{max} , R_a und R_z), gloss degree (GU), colorimetric $L^*a^*b^*$ values and color difference (ΔE) were measured. Measuring tools in the form of a colorimeter, a perthometer and a glossometer were available.

On the other hand abrasion resistance of $n = 50$ posterior denture teeth of PMMA, OMP-N, composite and porcelaine were tested, after being artificially aged by thermocycling, too. After these products underwent a chewing simulation of 100.000 cycles at a load of 40N, abrasion was measured by laser scan.

Statistical evaluation of the results yielded that the denture teeth of pmma, total figuratively, finished well. Gebdi achieved good results in terms of the analysis of roughness: R_a : 0,003 μm ; R_z : 0,027 μm und R_{max} : -0,006 μm , while Merz posterior denture teeth had the best results in terms of the abrasion experiment (Mittelwert: 0,179 μm). Comparatively heterogeneous patterns of results showed among the two composite anterior denture teeth: Ivoclar had the best results in gloss measurement (2,973 GU), however comparatively performed worse in terms of other parameters, while Candulor's composite denture tooth achieved very good results at the discoloration analysis. However, in terms of roughness analysis it comparatively achieved a worse result (R_a : 0,045 μm ; R_{max} : 0,415 μm ; R_z : 0,284 μm).

The ceramical artificial tooth finished weak in the gloss measurements. Nevertheless, it outclassed all the other denture teeth in the categories color stability and surface roughness.

In terms of color difference (ΔE) the curcuma solution is the most powerful staining solution: $p > 0,001$ vs. coffee (0,729***), red wine (0,830***) und Coca-Cola (1,021***). Beneficial effects of systematical cleansing appeared sporadically.

This research showed that porcelain is the most resistant material among the investigated denture teeth. Nevertheless, new premium PMMA resins momentarily manage to equal porcelaine in patches.

III. Abkürzungsverzeichnis

a*-Wert	Farbkomponente (von Grün bis Rot)
Al ₂ O ₃	Aluminiumoxid
ANOVA	Varianzanalyse
b*-Wert	Farbkomponente (von Blau bis Gelb)
Bis-GMA	Bisphenolglycidylmethacrylat
°C	Grad Celsius
CAD	<i>computer-aided design</i>
CAM	<i>computer-aided manufacturing</i>
CIE	<i>Commission internationale d'éclairage</i>
DBPO	Dibenzoylperoxid
DCL	<i>double crosslinked</i>
DGZMK	Deutsche Gesellschaft für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde
DMA	Dimethacrylate
ΔE	Die Farbdifferenz zwischen zwei Farben L*a*b*1 und L*a*b*2
E-Modul	Elastizitätsmodul
Fa.	Firma
FZ	Frontzahn
HEMA	Hydroxyethylmethacrylat
IPN	Interpenetrating Polymer Network
L*-Wert	Luminanz- oder Helligkeitskomponente einer Farbe
Lt	Messstrecke mm (Hommel W5)
MMA	monofunktionales Methacrylat

M	Mittelwerte
MANOVA	Multivariate Varianzanalyse
MF-H	mikrogefüllte Hybridkomposite
ml	Milliliter
µm	Mikrometer
NFC	Nanofiller-Komposit
NHC	Nanohybrid-Komposit
nm	Nanometer
OMP-N	<i>Organically Modified Polymer-Network</i>
PMMA	Polymethylmethacrylat
Ra	arithmetischer Mittenrauwert
Rmax	Vertikale Differenz zwischen tiefster Riefe und höchster Spitze
Rz	gemittelte Rautiefe
SD	Standardabweichung
SiO ₄	Silikate
SZ	Seitenzahn
TEGDMA	Triethylenglycoldimethacrylat
U/min	Umdrehung pro Minute
UDMA	Urethandimethacrylat
UV-Licht	ultraviolettes Licht
WAK	Wärmeausdehnungskoeffizient
ZrO ₂	Zirkonoxid

IV. Inhaltsverzeichnis

1	EINLEITUNG	1
1.1	Historische Entwicklung	1
1.2	Werkstoffe für Prothesenzähne	3
1.2.1	Keramik	3
1.2.1.1	Aufbau und Einteilung	3
1.2.2	Kunststoffe	4
1.2.2.1	Polymethylmethacrylat	4
1.2.2.2	Aufbau und Einteilung	5
1.2.2.3	Füllstoffe.....	7
1.2.2.4	Komposite.....	9
1.3	Einteilung der Prothesenzähne	11
1.4	Anforderungen an Prothesenzähne	12
1.5	Aktuelle Untersuchungen zur Oberflächenbeschaffenheit	12
1.5.1	Farbstabilität	12
1.5.2	Rauigkeit	14
1.5.3	Glanzgrad und Reinigungsprozesse	16
1.5.4	Substanzabtrag (<i>wear</i>)	17
2	ZIELE DER ARBEIT	20
3	MATERIAL UND METHODE	21
3.1	Die Produkte	21
3.2	Ablaufschema der Versuchsreihe	24
3.3	Vorbereitende Maßnahmen und Versuchsdurchführung	25
3.3.1	Thermozyklierung	25
3.3.2	Prothesenzahnreinigung	26
3.3.3	Färbelösungen.....	27
3.3.3.1	Herstellung der Kurkuma-Lösung.....	27
3.3.4	Profilometrie	27
3.3.5	Glanzgrad	29
3.3.6	Colorimetrie	29
3.4	Messung von Glanzgrad, Oberflächenrauigkeit und Verfärbung	30
3.4.1	Messung der Oberflächenrauigkeit (Profilometrie).....	30
3.4.2	Glanzgradmessung.....	31
3.4.3	Verfärbungen und Farbmessung.....	32
3.4.4	Messung des Verschleißes (<i>wear</i>).....	33
4	STATISTISCHE DATENAUFBEREITUNG UND RELIABILITÄT DER MESSWERTE	35
5	ERGEBNISSE	41
5.1	Oberflächenrauheit	41

5.2	Farbabstand Delta E	49
5.3	Farbveränderungen L*, a* und b*	55
5.4	Glanz	63
5.5	Abrasion	66
5.6	Zusammenfassung der Ergebnisse	70
6	DISKUSSION	74
6.1	Diskussion der Werkstoffauswahl.....	74
6.2	Diskussion der Versuchsparameter	76
6.2.1	Thermozyklierung	76
6.2.2	Oberflächenmodifikation durch systematische Reinigung	77
6.2.3	Diskussion der Verfärbungsflüssigkeiten	78
6.2.4	Verschleiß.....	80
6.3	Diskussion der Messmethoden.....	81
6.3.1	Diskussion der Messung des Glanzgrades	81
6.3.2	Diskussion der Messmethoden zur Bestimmung der Farbstabilität	81
6.3.3	Diskussion der Messmethoden zur Oberflächenrauheit	82
6.3.4	Diskussion der Messmethoden der Verschleißbestimmung durch Kausimulation	83
6.4	Diskussion der statistischen Methodik	84
6.5	Diskussion der Ergebnisse	86
6.5.1	Diskussion der Glanzgradmessungsergebnisse.....	86
6.5.2	Diskussion der Farbmessungsergebnisse.....	87
6.5.3	Diskussion der Ergebnisse der Rauheitsmessung	89
6.5.4	Diskussion der Verschleißergebnisse nach Kausimulation	91
7	SCHLUSSFOLGERUNG.....	94
8	LITERATURVERZEICHNIS.....	95
9	ANHANG A (RELIABILITÄTSPRÜFUNG)	104
	ANHANG B (BONFERRONI-TABELLEN)	108
10	ABBILDUNGS- UND QUELLENVERZEICHNIS	115
11	DANKSAGUNG.....	119

1 Einleitung

In der gegenwärtigen Zeit sind Werkstoffe wie Kunststoff und Keramik in der Zahnheilkunde fest verankert. Der Patient begegnet ihnen tagtäglich beim Zahnarztbesuch. Am häufigsten in Form herkömmlicher defektkorrigierender Füllungen, aber auch bei laborgefertigten Veneers, Inlays, Teilkronen, Kronen, Brücken und bei herausnehmbaren Prothesen mit künstlichen Zähnen werden diese beiden komplexen Werkstoffe angewandt und teilen sich die Indikationsbereiche.

Für herausnehmbaren Zahnersatz besteht nach wie vor ein hoher Bedarf. Insofern kommen Prothesenzähne heutzutage wie auch im 20. Jahrhundert in großer Zahl und vielfältig zum Einsatz (Stüttgen 2003). Laut Angaben des Statistischen Bundesamtes 2015 beläuft sich der Anteil der über 65-jährigen Deutschen auf 22 %. 6.2 % sind 80 Jahre alt und älter. Bis zum Jahre 2050 prognostiziert man eine Steigung auf 32 %. Gemäß Gonser et al. 2008 trugen damals ca. 15 Millionen Deutsche eine Prothese, was in etwa 20 % der Population entsprach. Auch im Zeitalter der Implantat-Technologie kommen künstliche Zähne häufig zur Anwendung. Zum einen impliziert diese medizinische Indikationsstellungen, die nicht immer gegeben sind, und wird privat liquidiert, zum anderen werden herausnehmbare Prothesen auch auf Implantaten getragen.

1.1 Historische Entwicklung

Bereits in der Antike wurden Versuche unternommen, fehlende Zahnreihen zu ersetzen. Hierzu wurden natürliche Zähne an einen Metallrahmen befestigt, der in den Mund gelegt wurde (Hoffmann und Axthelm 1985). Im Mittelalter nutzte man Knochen, Holz und Elfenbein zur Herstellung von Prothesen (Groß 1979). Einer der renommiertesten Prothesenträger war George Washington, der zu seiner Amtseinführung im Jahre 1790 nur noch einen eigenen unteren Eckzahn besaß (Proskauer und Witt 1962).

Entwickelt wurden Porzellanzähne 1709 und 128 Jahre später – 1837 in England – gingen sie in Produktion. Es dauerte neun weitere Jahre bis zu der Herstellung der ersten Kautschuk- / Porzellanprothese (Foser 1999). Laut Zeeck 1985 schuf der Italiener Fonzi den ersten mit Platincrampons versehenen Einzelzahn aus Porzellan um das Jahr 1808.

Entsprechend der Weiterentwicklung der Dentalkeramiken in den vergangenen 200 Jahren werden keramische Prothesenzähne heute aus Silikatkeramiken hergestellt, die nach wie vor in Zahnformen geschichtet und gesintert werden.

Nebst Vorteilen der Keramik, wie der Ästhetik und Biokompatibilität und bekanntermaßen erhöhter Verschleißresistenz, haben keramische Prothesenzähne laut Freese 1959 auch Nachteile vorzuweisen. Ein Beispiel ist der mangelnde Verbund zur Prothesenbasis (Suzuki 2004).

In den 1930er-Jahren initiierte Otto Röhm den Durchbruch in der Dentalchemie mit der Synthese von Methylmethacrylat. Gottfried Roth, ursprünglich Zahntechniker, kombinierte zerkleinertes Polymethylmethacrylat, welches aus der Polymerisation von Methylmethacrylat entsteht, mit seinem Grundstoff Methylmethacrylat (MMA) (Groß 1979, DRP 737058 1936). 1939 erschien der erste Kunststoff-Konfektionszahn in Deutschland. Die Bezeichnung war Palodens®, Fa. Hutschenreuther.

Bessere Farbstabilität und erhöhte Widerstandsfähigkeit gegen Abnutzung konnten in der Folge durch die Entwicklung von Vernetzungsgraden durch hochvernetzte organische Füller erzielt werden (Zeeck 1985, Heintze et al. 2009). Anorganische Füllstoffe wie Gläser, Quarz und Silikate unterschiedlicher Korngrößen wurden hinzugefügt, um die Härte und Abrasionsfestigkeit zu steigern (Janda 1990). Anstelle von PMMA kann z. B. Urethandimethacrylat-Vernetzer in Kombination mit anorganischen Mikrofüllern, wie z. B. Kieselsäure-Füller, verwendet werden – eine erhöhte Härte und Steifigkeit resultieren daraus. Aktuell gehören sowohl Fabrikate der ersten als auch Produkte aus Komposit der zweiten Generation zu den etablierten Prothesenzähnen (Watzke 2010).

1.2 Werkstoffe für Prothesenzähne

1.2.1 Keramik

Als besondere Eigenschaften der Dentalkeramiken werden die gute Biokompatibilität, höchstmögliche Ästhetik, niedrige Wärmeleitfähigkeit (thermische Isolation), Abrasionsfestigkeit, Farbbeständigkeit und Röntgenopazität herausgestellt. Die farbliche Adaptation an umliegende Zahnhartsubstanz z. B. ist auf die Lichtstreuung und die Trübung der Kristalle zurückzuführen. Außerdem verfügen sie über eine hohe Standfestigkeit im Zuge des Brennvorgangs (Sintern). Sie zeichnen sich durch die Steuerung des Wärmeausdehnungskoeffizienten (WAK) aus und zeigen eine hohe Endfestigkeit bei funktioneller Belastung im Mund (Hämmerle et al. 2008).

Allerdings werden gewisse Nachteile bei den Versorgungen mit Vollkeramik festgestellt. Keramiken sind spröde Materialien mit einer geringen Biegefestigkeit und Bruchzähigkeit und einer damit einhergehenden erhöhten Bruchanfälligkeit.

1.2.1.1 Aufbau und Einteilung

„Dentalkeramiken bestehen aus einer amorphen, transparenten Glasphase, in die kristalline Partikel dispers verteilt eingelagert sind“ (Kern et al. 2012). Die Komposition der Keramik und deren Kristallgehalt bestimmen sowohl die Ästhetik als auch die resultierende Stabilität. Letztere wird durch eine dichte und homogene Partikelverteilung gesteigert. Auch der Verbund zwischen Glasmatrix und Kristallen ist ausschlaggebend (Kern et al. 2012). Ästhetik und Abrasionsfestigkeit verhalten sich diametral zueinander. Es zeigt sich, dass die Transluzenz abnimmt, je höher die Festigkeit der Keramik wird. Ästhetische Einbußen sind somit die Folge (Kern et al. 2012). Dentalkeramiken dieser Art werden daher als Gerüstmaterial verwendet und mit transluzenter Keramik verblendet (Hämmerle et al. 2008). Aufgrund des für Keramiken charakteristischen sogenannten „Sprödbbruchversagens“ (Trennbruchverhalten), welches ein schlagartig vorkommendes Materialversagen ist, ist eine genauere Unterteilung vollkeramischer Materialien essenziell. „Vollkeramik ist nicht gleich Vollkeramik, so wie auch im täglichen Leben der Blumentopf aus Keramik nicht mit den Hochleistungskeramiken in der Automobil- und Raumfahrttechnik vergleichbar ist“ (Kern et al. 2012).

Eine Unterteilung der in der Zahnmedizin und der Zahntechnik präsenten Keramiken liefert Pospiech 2004. Er fokussiert sich dabei auf deren chemischen Komposition und unterteilt die Keramiken dabei in zwei Gruppen: Die Oxidkeramiken, welche einphasig sind und einen reduzierten oder sogar keinen Anteil an Glasphase vorweisen, und die mehrphasigen Silikatkeramiken. Diese bestehen zu einem Großteil aus Glasphase.

Feldspat- und Glaskeramiken sind den Silikatkeramiken (SiO_4) zuzuordnen. Diese finden u. a. im Rahmen der Prothesenzahnherstellung Verwendung. Für diese ist es typisch, dass die anfangs amorphe Struktur partiell auskristallisiert wird. Dadurch sinkt der Anteil an Glasmatrix und der Anteil an kristalliner Substanz steigt. Die Stabilität der Keramik definiert sich über die Höhe des Kristallanteils (Leuzit, Lithiumdisilikat) und verhält sich direkt proportional zu diesem. Dies sei „auf die Verlängerung der mittleren Weglänge entstehender Risse und auf die dadurch bedingte Erzeugung größerer Oberflächen“ zurückzuführen (Pospiech 2004).

Die zweite Gruppe wird durch die polykristallinen Oxidkeramiken repräsentiert (Pospiech 2004). Polykristalline Oxidkeramiken sind überaus fest. Das rein kristalline Gerüst besteht aus Zirkon- (ZrO_2) oder Aluminiumoxid (Al_2O_3). Mittels CAD/CAM-Technik werden diese aus dicht- oder vorgesinterten Blocks verarbeitet. Die vorgesinterten Blocks schrumpfen im Zuge der Endsinterung um 20 %. Dies wird bei der CAD/CAM-Fertigung mit einkalkuliert (Pospiech 2004). Hiernach kann Aufbrennkeramik verwendet werden, um das Endresultat zu individualisieren. Auch monolithische Restaurationen sind möglich.

1.2.2 Kunststoffe

„Unter Kunststoffen versteht man hochmolekulare Verbindungen, die durch chemische Umwandlung von Naturstoffen oder durch Synthese aus niedermolekularen Substanzen hergestellt werden“ (Janda 1996).

1.2.2.1 Polymethylmethacrylat

Polymethylmethacrylat (PMMA) zählt zu den synthetischen Kunststoffen. Initial wurde dieser Werkstoff, häufig auch „Plexiglas“ genannt, fast ausschließlich als Material für Prothesenbasen gebraucht (Groß 1979, DRP 737058 1936). Die Bezeichnung „Polymethylmethacrylat“ impliziert, dass es sich bei diesem Material um ein Makromolekül,

welches aus der Verbindung einzelner Moleküle entsteht, handelt (Körber und Ludwig 1993). Abhängig von der Art der Monomere, welche die Verknüpfungsmethode charakterisiert, entstehen unterschiedliche Stoffe wie z. B. Polyamide, -acetale, -ether, -urethane, -carbonate, -ethylen oder -siloxane (Janda 1990): Unter dem Begriff der Polyreaktion versteht man eine chemische Reaktion, die Monomere zu Polymeren fusionieren lässt. Neben der hier beschriebenen Polymerisation gehören auch die Polyaddition und -kondensation zu der Gruppe der Polyreaktionen. Als „Polymerisation“ wird die Entstehung von Makromolekülen durch die Reaktion ungesättigter Verbindungen bezeichnet (Janda 1996).

Zur Gewährleistung der Polymerisationsreaktion, welche die Natur einer Kettenreaktion hat, sind Initiatoren oder Katalysatoren erforderlich (Janda 1990). Man unterteilt die Initiatoren in solche für die Heißhärtung, jene, bei der Autopolymerisation (Kalthärtung) eine tragende Rolle spielen, und Initiatoren, die bei der Lichthärtung (Photopolymerisation) benutzt werden. Dabei reagieren heißhärtende Kunststoffe unter Hitzeeinwirkung, also z. B. bei kochendem Wasser, kalthärtende bei Raumtemperatur und lichthärtende bei Lichtwelleneinwirkung einer bestimmten Wellenlänge (Kappert und Eichner 1996). Bei dieser Unterteilung kristallisiert sich heraus, dass die Initiatoren eine ausschlaggebende Rolle bei der Kunststoffverarbeitung bilden. Typischerweise wird beim heißpolymerisierenden Prozess die Substanz namens Dibenzoylperoxid (DBPO) als Initiator verwendet. „DBPO“ zerfällt bei Temperaturen von ca. 70 °C in Radikale, die dann die Polymerisation beginnen lassen.

1.2.2.2 Aufbau und Einteilung

Die Struktur der Polymere lässt sich in eine Primär-, Sekundär- und Tertiärstruktur gliedern (Hoffmann, Krömer und Kuhn 1977). Das Wesen der jeweiligen Struktur ist durch die Eigenschaften des Monomers, den Reaktionsablauf an sich und die Nachbehandlung des Endproduktes charakterisiert. Die Primärstruktur beschreibt den chemischen Aufbau und die Anordnung der Monomerpartikel innerhalb des Konglomerats. Sie wird im Zuge der Polymersynthese festgelegt. Die Sekundärstruktur liefert Informationen bezüglich der Gefüge-Geometrie einzelner Bereiche. Infrage kommende Modelle sind z. B. Helices, Falten etc. Sie ist abhängig von inter- und intramolekularen Wechselwirkungen zwischen den Polymerketten, welche durch Vernetzung, im Sinne von chemischen Bindungen, oder Nebenvalenzbindungen zustande kommen. Die Tertiärstruktur, d. h. die komplette dreidimensionale Gestalt des Makromoleküls, entsteht eher zufällig durch die Interaktion der Helices, Falten und Netzwerke. Ausschlaggebend sind dabei Ionen-, Kovalenz- und Nebenvalenzbindungen. Nebenvalenzkräfte sind vergleichbar schwache physikalische Kräfte. Darunter subsumieren

sich Wasserstoffbrückenbindungen, Van-der-Waals-Kräfte, hydrophobe Wechselwirkungen und elektrostatische Anziehungskräfte (Kappert und Eichner 1996).

Als Initiatoren werden bei der Kaltpolymerisation sog. „Redoxinitiatoren“ verwendet. Der Name suggeriert, dass es sich hierbei um Stoffe handelt, die zwei unterschiedliche Komponenten besitzen: Oxidierende und reduzierende (Kappert und Eichner 1996). Da nur eine relativ niedrige Aktivierungsenergie zur Bildung freier Radikale erforderlich ist, finden Redoxinitiatorsysteme im Rahmen der Kalthärtungsmethode Verwendung. Die Initiatoren, welche bei der Kalthärtung gebraucht werden, unterscheiden sich untereinander. So wurde festgestellt, dass Produkte, die über ein tertiäres aromatisches Amin (Bsp.: N, N-Dimethyl-p-toluidin) verfügen, Kunststoffe bilden, die sich bereits nach wenigen Monaten im Mundmilieu verfärben. Hingegen resultieren aus der Verarbeitung mit Initiator-Systemen auf Grundlage von Barbitursäureverbindungen und Kupferionen (Bsp.: Trimethylbarbitursäure) farbstabilere Endprodukte (Kappert und Eichner 1996).

Die Lichthärtung von Polymeren funktioniert mittels Photoinitiatoren. Der meistbenutzte Initiator nennt sich Campherchinon und zerfällt bei einer Wellenlänge von 460 nm. Bei normalen Lichtverhältnissen ist die Verarbeitungszeit der lichthärtenden Produkte lang, die Endresultate sind lager- und farbstabil (Janda 1990).

Generell ist der Reaktionsablauf immer gleich und folgt folgendem Schema: Kettenstart, Kettenwachstum und Kettenabbruch. Des Weiteren unterscheidet man bezüglich der Natur der Reaktion ionische, radikalische und koordinative Abläufe (Janda 1990). Dabei finden die radikalischen am häufigsten in der Zahntechnik Verwendung. Präziser ausgeführt, bilden die Initiatoren Radikale unter Einwirkung von Energie, beispielsweise in Form von Licht- oder Wärmeeinwirkung. Die Radikalbildung kann auch in Form von Redoxreaktionen, also chemisch, veranlasst werden. Das Produkt beschädigt wiederum Doppelbindungen anderer Monomermoleküle, wodurch diese ins Konstrukt integriert werden; man spricht vom oben erwähnten „Kettenwachstum“ (Janda 1990).

Das Ende der Reaktionskette, auch als „Kettenabbruch“ bezeichnet, wird durch die Reaktion zweier Radikale eingeleitet („Rekombination“). Allerdings können auch andere Faktoren hierbei eine maßgebliche Rolle spielen. Beispielsweise führen ein geringer verfügbarer Monomergehalt sowie nicht mehr vorhandene Aktivierungsenergie zum Abbruch des Ablaufs. Überdies kann auch die Beeinflussung der Radikale dieselbe Wirkung ermöglichen. Stoffe, die über jene Fähigkeit verfügen, werden als Inhibitoren, Antioxidantien oder auch Stabilisatoren bezeichnet. Es liegt daher nahe, dass ihr Beitrag zur Reaktion darin besteht, dass diese

„Radikalfänger“ nach Interaktion mit ihren Antagonisten für stabile Radikale sorgen. Durch die Interaktion mit einem Radikal entsteht ein weiteres Radikal, was jedoch reaktionsträge und dadurch zu keiner folgenden Reaktion in der Lage ist. Indes bedarf es nicht notwendigerweise komplizierter chemischer Strukturen, um einen Kettenabbruch hervorzurufen. Ein bekannter Inhibitor bildet zu rund 21 % den Anteil an auf der Erde eingeatmeter Luft. Chemisch gesehen, ist es ein „Biradikal“, was bedeutet, dass zwei freie Elektronen vorhanden sind: Sauerstoff (O²) (Christen 1980). Da das Monomer den Grundbaustein des Makromoleküls darstellt, ist dessen Morphologie ausschlaggebend für seine Natur.

In den anfänglichen Stadien des Reaktionsablaufs spricht man von mono-, bi-, tri- oder noch höherfunktionellen Methacrylaten. Ein Oligomer ist ein Molekül, welches aus einer größeren Anzahl von Monomeren aufgebaut ist; jedoch weisen Oligomere nicht die Eigenschaften der Makromoleküle auf (Kappert und Eichner 1996). Als „Vernetzer“ bezeichnet man bi- oder höherfunktionelle Substrate. MMA, also monofunktionales Methacrylat, ist lediglich in der Lage, ein Fadenmolekül zu bilden, da das Kettenwachstum nur an einer Position des Moleküls funktioniert. Bedingung für die Entstehung eines dreidimensionalen Gefüges ist, dass die Vernetzung simultan an mehreren separat wachsenden Ketten vonstattengeht, wie es bei bi- oder trifunktionalen Methacrylatgruppen möglich ist.

Die Wasserlöslichkeit und die Wasseraufnahme von Methacrylaten korrelieren mit der Anwesenheit von Atomgruppen, die Wasserstoffbrückenbindungen eingehen können. Polymethylmethacrylat (PMMA) ist in Ermangelung an Carboxyl- und Hydroxylgruppen sehr begrenzt wasserlöslich und nimmt kaum Wasser auf (Janda 1990).

1.2.2.3 Füllstoffe

Diese Bestandteile lassen sich in organische und anorganische Füllstoffe unterteilen, welche schlussendlich die Eigenschaften des PMMA charakterisieren. Sie beeinflussen die Wasserlöslichkeit, Wasseraufnahme, Transparenz, die chemische Ausdehnung, die Aushärtungsschrumpfung, die Oberflächenqualität, also u.a. Polierbarkeit und Konsistenz, die Farbstabilität, die Abrasionsstabilität und die Festigkeit. Janda 1988 und 1990 hat den Bereich der Füllstoffe näher thematisiert.

In der Dental-Industrie gebraucht man vor allem zwei Vertreter der organischen Füllstoffe. Zum einen werden Perlpolymerisate verwendet, die per Suspensionspolymerisation erzeugt werden. Dabei wird MMA, welches mit DBPO zersetzt ist, in erhitztem Wasser zu feinen

Tröpfchen (Perlen) mit Korngrößen von 20–30 µm gespalten. Wasser ist in diesem Zusammenhang sinnvoll, da MMA darin unlöslich ist. Die anderen häufig benutzten organischen Füllstoffe sind die Splitterpolymerisate. Sie werden mittels „Bulk-“ oder auch „Splitterpolymerisation“ erzeugt. Alternativ bezeichnet man diesen Vorgang auch als „Substanz-“ oder „Massepolymerisation“. Im Gegensatz zu den Perlpolymerisaten funktioniert die Spaltung des mit Initiatoren versetzten und ausgehärteten Monomers hierbei ohne Suspensions- oder Lösungsmittel, sondern per mechanischer Dezimierung durch spezielle Mühlen. Die mittlere Korngröße der Fragmente beträgt zwischen zwei und 150 µm. Allerdings muss angemerkt werden, dass die Endprodukte beider Verfahren auch noch sehr feine Anteile anorganischer Füllstoffe, z. B. Siliziumdioxid, enthalten können. Die Aufgabe der organischen Füllstoffe besteht mehrheitlich darin, die Aushärtungsschrumpfung zu reduzieren und die Konsistenz des Werkstoffes zu steuern (Janda 1990).

Anorganischen Füllstoffen werden ebenfalls wichtige Aufgaben zuteil. Diese sorgen nämlich für die Erhöhung der Abrasionsbeständigkeit und somit der Festigkeit. Gleichzeitig sind sie voraussetzend für die Röntgenopazität und Dimensionstreu im Sinne einer reduzierten Wärmeausdehnung. Infrage kommende Füllstoffsorten sind beispielsweise Yttrium- oder Ytterbiumfluorid (kugelförmig) mit einer mittleren Korngröße von 1 µm, Barium- oder Strontiumaluminiumborosilikatgläser (splitterförmige Partikel), welche auch eine Korngröße von 1 µm haben, und feinstteiliges Siliziumdioxid (kugelförmig) mit einer Partikelgröße von 0,005–0,05 µm. Das Siliziumdioxid wird auch als „hochdisperse“ oder „pyrogene Kieselsäure“ bezeichnet. Sie wird mittels eines speziellen Verfahrens hergestellt. Flüssiges Siliziumtetrachlorid wird dabei zu feinen Tröpfchen zerstäubt und anschließend mithilfe einer Knallgasflamme verbrannt. Die so gebildeten Gläser entstehen also infolge einer Glasschmelze und der darauffolgenden Wasserabschreckung. Danach zermahlt man das Produkt zu feinsten Splintern. Der Nachteil bei der hochdispersen Kieselsäure besteht darin, dass sie nicht röntgenopaque ist. Im Fall des Yttriums und des Ytterbiumfluorids handelt es sich um ein nass-chemisches Prozedere mit abschließender Fällung. Barium- und Strontiumaluminiumsilikatgläser sowie Yttrium und Ytterbiumfluorid sind jeweils röntgendicht, da diese über eine hohe Atommasse verfügen (Janda 1988 und 1990).

1.2.2.4 Komposite

Per definitionem gilt: „Als Komposit wird traditionell eine Mischung von Werkstoffen mit mindestens zwei Phasen stark unterschiedlicher Eigenschaften bezeichnet“ (Kunzelmann 2008). Diese beiden Komponenten weisen untereinander einen Verbund auf. Dies impliziert auch die deutsche Bezeichnung für Komposit: „Verbundwerkstoff“. Komposite sind Materialien, welche eine Polymermatrix und für gewöhnlich anorganische Füllkörper haben. Durch Konditionierung mittels Silan entstehen zwischen diesen beiden Elementen kovalente Bindungen. Eng verwandt mit Prothesenkunststoffen auf Methacrylatbasis, wurden Komposite aus diesen entwickelt. Zwecks Reduktion der nachteilig hohen Polymerisationsschrumpfung der chemisch härtenden „Prothesenkunststoffe“ wurden dem Monomergemisch bereits ausgehärtete, gemahlene Anteile des Materials, sogenannte Präpolymerisate, beigemischt - die sogenannte „Volumensubstitution“ beschreibt das Benutzen von Füllkörpern anstelle von Monomeranteilen (Kunzelmann 2008). Gemäß Marxkors 2008 bewirkte das Silanisieren der Füllkörper die direkte chemische Integration der anorganischen Partikel in die organische Matrix. Die Vernetzung der Kunststoffmatrix wurde mithilfe von Dimethacrylaten (DMA) erreicht. Hierdurch folgte eine mechanische Verbesserung. Der an die Acrylgruppen des Moleküls gebundene organische Rest ermöglicht weitere Klassifizierungen (alicyclische, aliphatische und aromatische DMA). Dimethylacrylate, deren Bindeglied über Urethangruppen verfügt, werden zwecks Steigerung der Hydrophobie genutzt und um die Quellfähigkeit zu senken. Die meisten Komposit-Fabrikate sind Copolymerisate der obig erwähnten Monomertypen. Dabei erzielt die Monomermischung vor allem die geeignete Fließfähigkeit des Monomers (Marxkors et al. 2008). Jüngste Erkenntnisse im Bereich der Monomersysteme ermöglichen eine Gliederung der Kompositwerkstoffe nach deren Matrix (Abb.1).

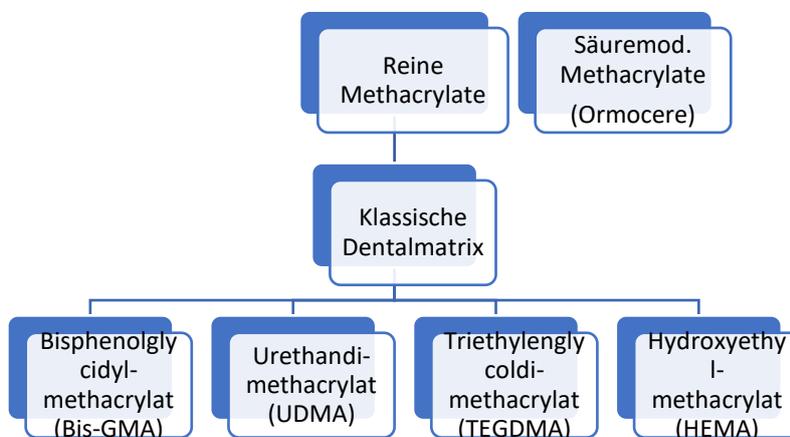


Abb.1: Einteilung der Komposite auf der Grundlage der Matrix und der für die Aushärtereaktion wesentlichen funktionellen Gruppe (modifiziert nach Kunzelmann 2008)

Nach Janda 1996 finden sich hauptsächlich Quarz, Mischoxide, ionenfreisetzende Füllkörper, sphärisch gesinterte Fasern, Siliciumdioxid, Präpolymerisate, Nanofüller (Primärpartikel), kompakte Gläser, calcinierte Nanofüller (Agglomerate) und multimodale sphärische Füllkörper, die dem Sol-Gel-Verfahren entsprechend hergestellt werden, als Füllkörper in gebräuchlichen Kompositen. Die Füllkörper definieren sich über die Durchschnittsgröße der Partikel. Aufgrund der sich stetig entwickelnden Mahltechnologie ist es heutzutage möglich, immer feinere Partikeldimensionen zu erzielen.

Die Füllkörper erfüllen eine Reihe wichtiger Funktionen, welche die Attribute des Kunststoffes ausmachen. Zu nennen sind die bereits erwähnte reduzierte Polymerisationsschrumpfung, welche durch Volumensubstitution vonstattengeht, die thermischen Charakteristika (thermischer Expansionskoeffizient), die Röntgenopazität und optische Eigenschaften wie Transparenz und Opazität und kariesvorbeugende Effekte (z. B. durch Fluoridfreisetzung). Außerdem verbessern Füllkörper laut Kunzelmann 2008 (Tab. 1) die mechanischen Eigenschaften; vor allem das Elastizitätsmodul (E-Modul), die Härte und Druckfestigkeit. Für die Polymerisation sind Initiatoren vonnöten. Weiterhin werden Polymerisationsinhibitoren benutzt, um die Lagerstabilität zu erhöhen. Darüber hinaus finden sich in geringem Maße auch Pigmente und Farbstoffe. Nach der Erfindung des Bisphenolglycidylmethacrylat (Bis-GMA) durch Raphael Bowen und der Einführung der Lichthärtung (Photopolymerisation) wurden die hauptsächlichsten Innovationen dieses Werkstoffes über die Verbesserung und Entfaltung des Füllkörpersystems realisiert. Daher bietet es sich an, die Einteilung der Komposite mithilfe der Füllkörper vorzunehmen.

Tabelle 1: Einteilung der Komposite nach der Größe des Hauptanteils der Füllkörper (modifiziert nach Kunzelmann 2008)

Komposite / Füllkörper	Größe der Füllkörper in Mikrometern (μm)
Megafüller	> 100 μm
Makrofüller	10–100 μm
Midifüller	1–10 μm
Minifüller	0,1–1 μm
Mikrofüller	0,01–0,1 μm
Nanofüller	0,005–0,01 μm

Zur weiteren Materialverbesserung erfolgte eine Erweiterung auf mikrogefüllte und NHC-Komposite. Die gute Verschleißfestigkeit von NHC resultiert aus einem höheren Anteil an anorganischem Material im Vergleich zu den mikrogefüllten Kompositen (Marxkors 2008). Pigmente und Farbstoffe gewährleisten die gewollten Farben, die Opazität und Transparenz. Pigmente können an- und organischer Natur sein und haben Korngrößen von 0,01–1 µm. Farbstoffe hingegen haben keine vergleichbare Farbechtheit und spielen eine untergeordnete Rolle. Pigmente wiederum spielen für zahnärztliche Kunststoffe eine größere Rolle und müssen eine Reihe wichtiger Eigenschaften vorweisen. Darunter summieren sich Farbstabilität, Hitzeresistenz und Widerstandskraft gegenüber Oxidation und Licht. Sie dürfen nicht toxisch, wasser- oder säurelöslich sein und außerdem auch nicht von Basen, Fetten und organischen Lösungsmitteln kompromittiert werden.

1.3 Einteilung der Prothesenzähne

Die folgende Abbildung 2 zeigt die Übersicht über die unterschiedlichen Arten von Prothesenzähnen nach Watzke (2010).

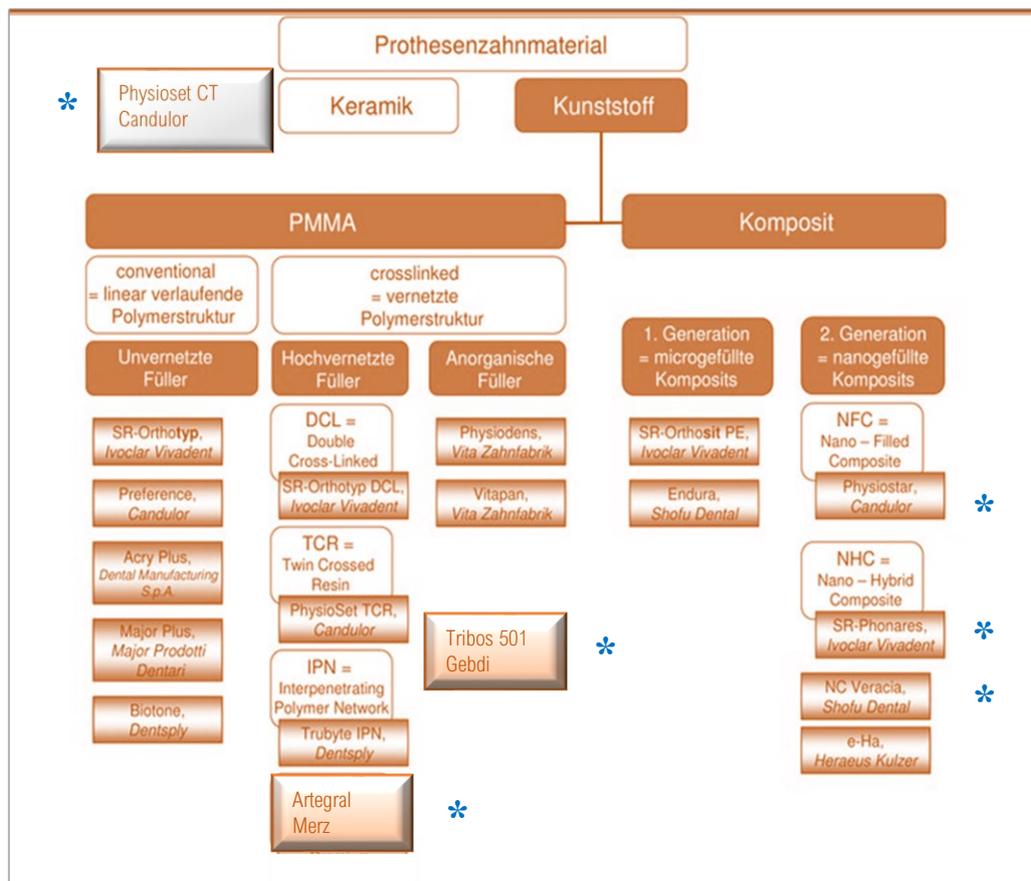


Abb. 2: Übersicht über Prothesenzähne modifiziert nach Watzke 2010

Dabei wurde diese durch die in dieser Studie verwendeten Produkte ergänzt/aktualisiert (Kennzeichnung *). Es zeigt sich deutlich, wie viele unterschiedliche Varianten existieren. Offensichtlich ist, dass entsprechend der komplexen Kunststoffchemie vor allem Prothesenzähne aus Kunststoff und dessen Nebenformen entwickelt werden. Die Diversität der acrylatischen und der Prothesenzähne aus Komposit ist eindeutig.

1.4 Anforderungen an Prothesenzähne

Werkstoffe für zahnärztliche Restaurationen sollten biokompatibel, korrosionsbeständig, hypoallergen, mundbeständig und weder lokal- noch systemischtoxisch sein. Idealerweise sollten die Materialien vergleichbar hart, eventuell unwesentlich härter als menschlicher Schmelz sein, um an Antagonisten keinen Schaden zu verursachen. Weiterhin sollten eine hochwertige Abrasionsfestigkeit und Verschleißwiderstand gewährleistet sein (Diedrichs und Rosenhain 1995). Prothesenzähne haben eine Reihe Standards zu erfüllen, um sich als qualitativ hochwertig zu erweisen. Hohe Anforderungen wie die Kaufunktion, die Gewährleistung natürlicher Phonetik, subjektiv befriedigende Ästhetik und auch der Erhalt der Funktionalität werden angestrebt (Yip et al. 2004); schließlich befasst sich die Zahnmedizinische Wissenschaft ebenso mit der Okklusionslehre (Gründler und Savic 2003). Sie müssen immer höheren ästhetischen Standards und funktionellen Anforderungen standhalten. Gemäß Meiners und Lehmann 1997 sollen Prothesenzähne Eigenschaften wie ausreichende Farb- und Formbeständigkeit, Polierbarkeit, einen sicheren Verbund zur Prothesenbasis und natürliches Aussehen vorweisen. Koeck 2005 erweiterte die Liste um die Punkte: Widerstandsfähigkeit gegen organische Lösungsmittel, Unquellbarkeit sowie Temperaturbeständigkeit.

1.5 Aktuelle Untersuchungen zur Oberflächenbeschaffenheit

1.5.1 Farbstabilität

Bekanntere Untersuchungen lieferten Dietschi et al. 1994: Es wurden zehn unterschiedliche Kunststoffproben überprüft. Dabei wurde die Farbstabilität von Mikrofüllerkompositen, Hybridkompositen und „mikrofeinen“ Hybriden eruiert. Die Forscher unterteilten die vorhandenen Objekte in mehrere Versuchsgruppen. Einige Proben wurden lediglich

unkonditioniert den Färbelösungen ausgesetzt; hingegen wurden die anderen Prüfkörper im Vorfeld entweder thermozykliert, poliert, nachgehärtet oder für eine Woche in eine Kochsalzlösung eingelegt. Als Färbeflüssigkeiten wurden Kaffee, Essig, Erythrosin und Lebensmittelfarbe (E 110: Gelborange S) benutzt. Mutlu-Sagesen et al. 2001 haben jeweils zwei von unterschiedlichen Firmen angebotene keramische Prothesenzähne, konventionelle und „verstärkte“ acrylatische Prothesenzähne untersucht. Filterkaffee, Coca-Cola und Tee wurden hierbei als Färbelösungen verwendet. Als Referenz wurde hier ebenfalls destilliertes Wasser benutzt. Ertaş et al. 2006 untersuchten den Verfärbungsgrad unterschiedlicher Getränke (Rotwein, Kaffee, Tee, Coca-Cola und Wasser) in Bezug zu Nano- und Mikrohybrid- und einem für den Seitenzahnbereich indizierten Komposit-Material.

Köksal und Dikbas 2008 analysierten zwei Keramikzähne und drei acrylatische Prothesenzähne von jeweils unterschiedlichen Firmen. Alle Proben wurden einer Kontrollgruppe, welche in destilliertes Wasser eingelegt wurde, gegenübergestellt. Nach jeweils einem Tag, einer Woche, zwei und anschließend vier Wochen wurden die Objekte per L^*a^*b untersucht. Ghahramanloo et al. 2008 validierten die Einflüsse von Coca-Cola, Orangensaft, Tee und destilliertem Wasser auf die Verfärbungsresistenz zweier Verblendkomposite (Vita VMK 95 und Komposit GC Gradia). Nasim et al. 2010 haben die Farbstabilität zwischen Mikrofüller-, Nanofüller- und Mikrohybridkompositen verglichen und analysiert. Die Färbelösungen waren destilliertes Wasser als Kontrollflüssigkeit, Pepsi und Tee. Gregorius et al. 2012 fokussierten sich in ähnlicher Fragestellung auf den Einfluss unterschiedlicher Färbelösungen (Rotwein, Kaffee und destilliertes Wasser) sowie den Einfluss der künstlichen Alterung auf die Farbbeständigkeit. Hierbei wurden exklusiv acrylatische Prothesenzähne geprüft.

Al Kheraif et al. 2013 untersuchten die Verfärbungsanfälligkeit der Nanokomposite im Vergleich zu Mikrohybridkompositen anhand von Kaffee, Coca-Cola und Tee als Färbelösungen. Falkensammler et al. 2013 analysierten anhand unterschiedlicher Komposit Materialien (darunter Nano- und Mikrohybrid-Komposit), welche Flüssigkeiten die stärksten Verfärbungen verursachten – getestet wurde mit Rotwein, schwarzem Tee und Chlorhexamed. Garoushi et al. 2013 überprüften die Farbstabilität und Wasseraufnahmekapazität zweier Hybridkomposite, welche unterschiedlich polymerisiert wurden. Die Proben wurden bei 37 °C für 60 Tage auf die unterschiedliche Färbelösungen verteilt (destilliertes Wasser, Kaffee, Tee und Pepsi). Die Wasseraufnahme und der Verfärbungsgrad der unterschiedlichen Komposite wurden währenddessen gemessen. Stawarczyk et al. 2012 untersuchten die Verfärbung manuell gehärteter Kunststoffe und industriell gefertigter CAD/CAM-Blöcke aus Kunststoff in Bezug zu einem Block aus Glaskeramik als Kontrollgruppe. Als Färbelösungen wurden Rotwein, Kaffee

und schwarzer Tee benutzt. Arana-Correa et al. 2014 verglichen die Farbbeständigkeit und die Wirkung verschiedener Flüssigkeiten im Hinblick auf die Verfärbung an acrylatischen Prothesenzähnen anhand der $L^*a^*b^*$ -Werte an drei verschiedenen Zeitpunkten: T0: 24-stündige Einlagerung; T1: nach 15 Tagen und T2: nach 30 Tagen. Kurtulmus-Yilmaz und Deniz 2014 verglichen die Verfärbungstendenz vierer verschiedener PMMA-Prothesenzähne (Ivostar, SR Vivodent, PE, Major Dent und Integral) und eines Nanokomposit-Prothesenzahnes (Veracia), um im Weiteren auch Informationen über unterschiedliche Prothesenreinigungsmittel und deren Erfolg beim Entfernen extrinsischer Strukturveränderungen zu eruieren. Analysiert wurden Kaffee, Rotwein und Tee sowie die Reinigungsmittel Corega Tabs, Fittydent, NaOCl (0,5 %) und destilliertes Wasser als Kontrollgruppe. Mickeviciute, Ivanauskiene und Noreikiene 2016 testeten polierte und unpolierte PMMA-Proben im Hinblick auf die Farbstabilität gegenüber Bis-Acrylat-Kompositen.

1.5.2 Rauigkeit

Satoh et al. 1990 untersuchten, ob sogenannte HS-Prothesenzähne (*High Strength denture teeth*), welche aus Komposit aufgebaut waren, resistenter gegen Abnutzung und Rauheit seien als PL-Prothesenzähne (*Plastic denture teeth*) aus PMMA. Richmond, Macfarlane und McCord 2004 überprüften die Verschleißresistenz und die Oberflächenrauheit diverser unterschiedlich verarbeiteter PMMA-Produkte. Die Werkstoffe wurden einem hundertausendfachen Bürstenreinigungszyklus in Kombination mit einem Reinigungsmittel ausgesetzt. Tanoue et al. 2000 eruierten den Abtrag und die Oberflächenrauigkeit von sieben in der Zahnärztlichen Prothetik eingesetzten Komposite und einer keramischen Kontrollgruppe nach erfolgter Abrasion mittels Zahnbürsten und Zahnreinigungsmittel. Mörmann et al. 2013 durchleuchteten in ihrer Studie die Folgen des Zwei-Körper-Abtrages per Kausimulation und der simulierten Zahnreinigung an dentalen Werkstoffen. Neun CAD/CAM-Materialien, ein direktes Nanokomposit und menschlicher Zahnschmelz, als Kontrollgruppe, wurden in die Studie einbezogen. Als Antagonisten im Rahmen der Kausimulation wurde ebenfalls Zahnschmelz verwendet. Die erhobenen Parameter waren die Martenshärte, die Wahrung des Glanzes, die Rauigkeit und der Substanzverlust, der durch den Zwei-Körper-Kausimulator verursacht wurde.

Roselino et al. 2013 prüften den Effekt des mechanischen Putzens in Kombination mit simulierter, beschleunigter Alterung an Kompositen. Die Forscher verglichen Nanofüllerkomposit (Z350, 3M ESPE) und Nanohybridkomposit (Tetric N-Ceram, Ivoclar Vivadent) und setzten diese in Bezug zu IPS e.max Ceram (Ivoclar Vivadent), welche als

Kontrollgruppe fungierte. Sie maßen die Farbe und die Oberflächenrauheit der Proben initial und verglichen die Werte mit den nach Konditionierung erlangten Messdaten. Anschließend verteilten sie die vorhandenen Proben auf fünf Gruppen. Die ersten beiden Gruppen wurden ohne vorangegangene Thermozyklierung mechanisch beansprucht und mit jeweils unterschiedlichen Zahnpasten benetzt (Colgate und Colgate Total Plus). Die dritte Gruppe wurde lediglich thermozykliert. Die Proben der vierten und fünften Gruppe wurden sowohl thermozykliert als auch jeweils in Kombination mit oben genannten Zahnpasten mechanisch gereinigt.

Ayaz et al. 2014 prüften den Einfluss von Prothesenreiniger auf die Oberflächenrauheit von Polymethylmethacrylat-Prothesenzähnen, nachdem Zigarettenrauch Verfärbungen verursacht hatte und die Oberfläche angeraut worden war. Koizumi et al. 2015 beantworteten eine ähnliche Frage mithilfe der CAD/CAM-Technologie, indem sie die Veränderungen der Rauigkeit an CAD/CAM-Kompositblöcken mit unterschiedlichen Füllereigenschaften validierten. Die oben genannten Parameter wurden vor und nach einer Putzsimulation mit Reinigungsmittel vorgenommen. Als Kontrollgruppe wurde ein CAD/CAM-Block aus Keramik benutzt. Die untersuchten Materialien waren Vita Mark II, Vita Enamic, Gradia Block, Shofu Block HC, Lava Ultimate, Katana Avencia Block und Cerasmart.

Ayaz et al. 2015 stellten sich die Frage, ob künstliche Alterung alleine für eine Erhöhung der Oberflächenrauheit Sorge. Sie testeten hierfür PMMA und Polyamide. Roselino et al. 2015 testeten die Auswirkungen der Putzdauer und der Abrasivität verschiedener Reinigungsmittel (Colgate und Colgate Total Plus Whitening) auf die Farbveränderungen und die Oberflächenrauheit von Kompositen. Sie untersuchten ein Nanofüllerkomposit (Z350, 3M ESPE) und ein Nanohybridkomposit (Tetric N-Ceram, Ivoclar Vivadent). Als Kontrollmaterial wurden eine weiße Teflonmatrix der jeweiligen Werkstoffe sowie Keramik (IPS e.max Ceram, Ivoclar Vivadent) verwendet.

Sorgini et al. 2015 beschäftigten sich mit den Nebenwirkungen der mechanischen und kombiniert mechanisch-chemischen Hygienemaßnahmen auf das PMMA im Zuge der Prothesenreinigung. Das Hauptaugenmerk lag hierbei auf dem Abrieb und der Oberflächenrauheit. Der Versuchsaufbau der mechanischen Prothesenreinigung beinhaltete Plexiglasproben, eine Putzvorrichtung (Mavtec), vier unterschiedliche Reinigungsmittel (Sorriso, Colgate, Polident und Corega) und einer Kontrollgruppe (destilliertes Wasser). Nach erfolgter Reinigung (50 min) wurden die Proben in 0,5%ige NaOCl-Lösung (20 min) gelegt. Yuzugullu et al. 2016 untersuchten die Effekte von Prothesenreinigern auf die Rauheit der Oberflächen und die Mikrohärtigkeit herkömmlicher Prothesenzähne.

Gouveia et al. 2016 eruierten die Rauheit, den Glanz, die Farbbeständigkeit und Mikrohärtigkeit von Nanokompositen in Abhängigkeit von künstlicher Alterung, Bleichen und in Verbindung mit Lagerung der Proben in Kaffee. Kamonkhantikul et al. 2016 beobachteten die Wirkung des Zahnsäuberungsvorgangs auf die Rauheit und den Glanz CAD/CAM-gefertigter Werkstoffe. In der Studie vertreten waren fünf Komposite (Block HC, Cerasmart, Gradia Block, KZR-CAD Hybrid Resin Block und Lava Ultimate), eine Hybridkeramik (Vita Enamic), eine Feldspatkeramik (Vitablocs Mark II), ein PMMA-Block (Teklio CAD) und ein konventionelles Komposit (Z350 XT). Mickeviciute, Ivanauskiene und Noreikiene 2016 analysierten sowohl polierte als auch unpolierte PMMA-Proben bezüglich der Rauigkeit gegenüber Bis-Acrylat-Kompositen.

1.5.3 Glanzgrad und Reinigungsprozesse

Gonser et al. 2008 verglichen anhand von PMMA-Proben die durch das Reinigen mittels Zahnbürste hervorgerufenen Strukturveränderungen. Gegenübergestellt wurden Colgate Sensitive (Colgate-Palmolive GmbH, Hamburg, Deutschland), blend-a-med Complete Plus extra frisch (Procter & Gamble Service GmbH, Schwalbach, Deutschland) Corega Purfrisch Reinigungsschaum (GlaxoSmithKline ConsumerHealthcare GmbH & Co. KG, Bühl, Deutschland), Corega Tabs 3 Minuten (GlaxoSmithKline ConsumerHealthcare GmbH & Co. KG, Bühl, Deutschland) und als Negativkontrolle: Wasser.

Cavalcante et al. 2009 untersuchten die Auswirkungen des Putzvorgangs auf den Glanz, die Rauheit und die Farbstabilität bei Kompositen mit unterschiedlich großen Füllerpartikeln. Takahashi et al. 2013 konzentrierten sich ebenfalls auf die Auswirkungen der mechanischen Reinigung mittels Zahnbürste auf den Glanz und die Oberflächenrauheit verschiedener Komposite: zwei Nano hybridkomposite (IPS Empress Direct Enamel und IPS Empress Direct Dentin), zwei Mikro hybridkomposite (Clearfil AP-X und Filtek Z250) und Ormocer (Admira). Die eingangs polierten Werkstoffe wurden vor und nach mechanischer Beanspruchung auf Rauheit und Glanzgrad geprüft.

Mörmann et al. 2013 beleuchteten in ihrer Studie die Folgen der simulierten Zahnreinigung an unterschiedlichen Werkstoffen u.a. auf den Glanzgrad (s. oben). Kamonkhantikul et al. 2014 bearbeiteten diese Thematik anhand von CAD/CAM-Blöcken. Sie untersuchten u. a. den Glanzerhalt an fünf Kompositen (Block HC, Cerasmart, Gradia Block, KZR-CAD Hybrid Resin Block und Lava Ultimate). Ebenfalls in die Studie integriert wurden eine Hybridkeramik (Vita Enamic), eine Feldspatkeramik (Vitablocs Mark II), ein Produkt aus PMMA (Telio CAD) und ein

konventionelles Komposit (Filtek Z350 XT). Die Werkstoffe wurden am Anfang geschmirgelt und im Rahmen der Putzsimulation durch für 10.000, 20.000 und 40.000 Putzzyklen belastet. Koizumi et al. 2015 eruierten die Veränderungen des Glanzgrades bei Belastung in Form einer Putzsimulation anhand von CAD/CAM-Komposit-Blöcken mit unterschiedlichen Füllereigenschaften. Der Glanzgrad wurde vor und nach erfolgter Putzsimulation mit einem Reinigungsmittel gemessen. Ein CAD/CAM-Block aus Keramik wurde als Kontrollmaterial gebraucht. Die verwendeten Materialien waren Vita Mark II, Vita Enamic, Gradia Block, Shofu Block HC, Lava Ultimate, Katana Avencia Block und Cerasmart.

1.5.4 Substanzabtrag (*wear*)

Im späten 20. Jahrhundert wurde eine Reihe von Studien publiziert, welche sich mit dem strukturellen Hintergrund von Prothesenzähnen befassen. Durch Belastungstests wurden die unterschiedlichen Werkstoffe verglichen. Ogle, David und Ortman 1985 z. B. verglichen den Verschleiß von *interpenetrating polymer network (IPN)*-Prothesenzähnen (Bioform IPN, Dentsply, York, PA) mit jenen aus konventionellem PMMA aufgebauten Prothesenzähnen (Biotone, Dentsply).

Einige Jahre nach der Erkenntnis der gesteigerten Leistungsfähigkeit des PMMA, wenn es quervernetzt wird, kamen die ersten auf Urethandimethacrylat (UDMA) basierten Kompositprothesenzähne auf den Markt. In vergleichenden Studien wurden quervernetzende PMMA-Prothesenzähne mit diesen untersucht. Die Kompositzähne (Isosit SR Ivoclar Vivadent; Schaan, Liechtenstein) hatten anorganische Mikrofüller. Neben verbesserten Eigenschaften zeigten Kompositprothesenzähne jedoch auch Nachteile, wie z. B. eine erhöhte Verfärbungsneigung (Takahashi, Hasegawa und Hiranuma 1990).

Suzuki 2004 untersuchte vier verschiedene Materialien anhand von Prothesenzähnen. Ein Nanofüllerkomposit (Veracia), Mikrofüllerkomposite (u. a. Endura, SR-Orthosit), quervernetzte PMMA-Exemplare (SR-Postaris, Premium 8, Integral) und ein konventioneller PMMA-Prothesenzahn (Biotone) wurden mit 100.000 Zyklen bearbeitet und auf Knoop-Härte geprüft. Nachdem Stober et al. 2006 in einem Zwei-Körper-Verschleißexperiment versuchten, die definitiven Zusammenhänge zwischen der chemischen Zusammensetzung und dem Abrasionsverhalten der Prothesenzähne zu untersuchen, gelang es in einem späteren Versuch, in dem der Drei-Körper-Verschleiß an verschiedenen Prothesenzähnen getestet wurde. Stober et al. zeigten 2010 Unterschiede in einigen Materialien auf, was den Substanzabtrag anbelangt. Getestet wurden konventionelle PMMA-Prothesenzähne

(Orthognath, SR Orthotyp PE), quervernetzte PMMA-Prothesenzähne mit anorganischen Füllstoffen (Premium 8, SR Postaris DCL u. a.), Kompositprothesenzähne mit anorganischen Füllstoffen (SR Orthosit PE und Vitapan) und solche mit anorganischen Nanofüllern (NC Veracia Posterior, e-HA, Mondial). Ghazal, Steiner und Kern 2008 untersuchten keramische, acrylatische- und Nanokomposit-Prothesenzähne nach 600 Zyklen, in denen dieselben Materialien auch als Antagonisten fungierten. Ghazal et al. 2008 behaupteten, Prothesenzähne aus Komposit seien geeigneter für die Teilprothetik, da Kompositzähne am menschlichen Zahnschmelz einen – im Vergleich zur von Keramik verursachten Abrasion – reduzierteren Abtrag bewirken. Im vorangegangenen Versuch hatte man Feldspatkeramik, Nanofüllerkomposit und ein acrylisches Produkt gewählt und diese im Rahmen einer aufwendigen Kausimulation in zwei Gruppen aufgeteilt. Zum einen wurden den Proben Antagonisten aus denselben Materialien zugewiesen; zum anderen galt es, gegen menschlichen Zahnschmelz zu testen. Reis et al. 2008 verglichen konventionell-, hochquervernetzte PMMA- und IPN-Protheseneckzähne miteinander. Diese wurden glasierter und sandgestrahlter (*airborned particle abraded*) Keramik entgegengesetzt.

Hahnel et al. 2009 prüften den Verschleiß renommierter Prothesenzähne anhand unterschiedlicher Antagonisten (Kunststoff-Prothesenzähne, Steatit und ein Stahlantagonist). Heintze et al. 2009 verglichen DCL-Zähne der Firma Ivoclar mit nanogefüllten Kompositreferenzen (NFC) von Candulor. Hahnel et al. 2010 verglichen den Substanzabtrag von SR Phonares, welche aus Nanohybridkomposit (NHC) gefertigt sind, mit jenem von Premium 6 (ungefülltes PMMA), Vitapan (gefülltes PMMA) und SR DCL Vivodent aus *double crosslinked* PMMA (DCL). Latta und Shaner 2010 fügten den aus gefülltem und ungefülltem PMMA bestehenden Prothesenzähnen (IPN Classic Dentsply/SR Vivodent DCL) auch einen Mikrofüllerkomposit-Prothesenzahn (SR Orthosit, Ivoclar Vivadent) hinzu und verglichen diese mit dem SR Phonares.

Später ermittelten Ghazal und Kern 2010 den Substanzabtrag von vier unterschiedlichen Materialien unter Verwendung menschlichen Zahnschmelzes als Antagonisten in einem Zwei-Körper-Verschleißtest. Suwannaroop et al. 2011 fokussierten sich u. a. mit dem *In-vitro*-Abtragswiderstand von Zähnen aus Polymethylmethacrylat (drei konventionelle und einen hochquervernetzten PMMA-Prothesenzahn) und zwei künstliche Zähne aus Komposit. Eine keramischer Prothesenzahn war ebenfalls Teil der Untersuchung. Stawarczyk et al. 2013 untersuchten anhand ihrer Studie, bei der CAD/CAM-Kunststoffblöcke und glaskeramisches Material im Rahmen eines Zwei-Körper-Verschleißes mit jeweiligen Antagonisten aus Zahnschmelz verglichen wurden, welches Material den höchsten Abrieb vorweisen würde. Hao et al. 2014 verglichen die Abrasion sieben verschiedener Prothesenzähne miteinander. In

der Studie vertreten waren zwei Prothesenzahnsets aus Komposit (Yamahachi PX, Hüge Kaijing), drei unterschiedliche Sätze aus *crosslinked* PMMA (Cosmo HXL, Premium 8, Vita Lingoform) und zwei Prothesenzahngarnituren aus konventionellem PMMA (Yamahachi FX, Shengjian). Kamonwanon et al. 2015 stessten die Messobjekte mittels Reinigungsvorgang. Major Dent, ein hochquervernetzter PMMA-Zahn (Cosmo HXL, DeguDent), Gnathostar – ebenfalls PMMA – (Ivoclar Vivadent) und zwei Kompositprothesenzähne (Endura, Shofu und SR Orthosit PE, Ivoclar Vivadent) wurden bezüglich der Vickers-Härte und des Substanzabtrages mit einem PMMA-Zahn mit modifizierter Oberfläche verglichen. Anhand vierer unterschiedlicher Serien von Komposit und einer Serie aus Keramik-CAD/CAM-Blocks evaluierten Zhi, Bortolotto und Krejci 2016 einen Vergleich im Rahmen der Kausimulation. Munshi et al. 2017 verglichen die Abrasion zweier PMMA-Prothesenzähne gegenüber jener eines NHC-Prothesenzahns in einem direkten Vergleich mittels Zwei-Körper-Substanzabtrag.

2 Ziele der Arbeit

Ziel dieser Arbeit war es, aktuelle auf dem Markt erhältliche, hochleistungsfähige Prothesenzähne vor dem Hintergrund der unterschiedlichen sie charakterisierenden Materialien zu untersuchen. Die ausgewählten Premium-Produkte repräsentierten die Prothesenzahn-Werkstoffklassen PMMA, Komposit der 2. Generation und Keramik. Hierbei sollten die Keramikprodukte als Referenz und Kontrollgruppe betrachtet werden.

Funktionaler und suffizienter Zahnersatz ist auf die Kieferrelation des Patienten abgestimmt. Umgekehrt bedeutet dies, dass ein rascher Verlust der Vertikaldimension im Sinne des Substanzabtrages an Prothesenzähnen zu reduzierter Kaufunktion und zu parafunktionalen Bewegungsmustern führen kann. Ästhetisch qualitativer Zahnersatz muss in Belangen der Farbstabilität, des Glanzes und der Oberflächenrauheit den alltäglichen Belastungen standhalten und diesbezüglich lange erhalten bleiben. Auch spielt die Plaque-Akkumulation eine wichtige Rolle und wird durch eine erhöhte Oberflächenrauigkeit begünstigt.

Im Rahmen dieser Studie galt es, die Frage zu beantworten, wie gut aktuell verwendete Prothesenzähne aus PMMA, Komposit und Keramik möglichst identischen, realistischen Belastungsformen widerstehen und im Vergleich zueinander abschneiden.

3 Material und Methode

In der vorliegenden Arbeit wurden folgende Produkte evaluiert:

- Tribos 501 und Tribos 501 PM (Fa. Gebdi® Dental, D-78234 Engen)
- Artegral Ant. und SZ (Fa. Merz® Dental GmbH, D-24321 Lütjenburg)
- SR Phonares II Ant. und Post, (Fa. Ivoclar®, FL-9494 Schaan)
- Physiostar NFC+ (Fa. Candulor® CH-8152, Glattpark)
- Shofu Veracia PM (Fa. Shofu® Inc., Kyoto 605-0983, Japan)
- Physioset CT und Bonartic Porcelaine (Fa. Candulor® CH-8152, Glattpark)

3.1 Die Produkte

Je Produkt standen n = 20 Front- und n = 10 Seitenzähne zur Verfügung. Die Tabellen 2 und 3 geben eine Übersicht über die in der Studie verwendeten Fabrikate der künstlichen Front- und Seitenzähne und deren Materialstruktur.

Tabelle 2: Übersicht der Frontzähne

Firma	Material	Bezeichnung
Candulor	Nanofüllerkomposit	Physiostar NFC+
Candulor	Keramik	Physioset CT
Ivoclar	Nanohybridkomposit	SR Phonares II Ant
Merz	OMP-N	Artegral Ant
Gebdi	<i>crosslinked</i> PMMA	Tribos 501

Tabelle 3: Übersicht der Seitenzähne

Firma	Material	Bezeichnung
Shofu	MF-H	Veracia PM
Candulor	Keramik	Bonartic CT Porc.
Ivoclar	Nanohybridkomposit	SR Phonares II Post
Merz	OMP-N	Artegral SZ
Gebdi	<i>crosslinked</i> PMMA	Tribos 501 PM

Die beiden Tribos 501 der Fa. Gebdi Dental sind im 3-Schicht-Verfahren hergestellte Prothesenzähne aus quervernetztem PMMA. Mittels „*Mega-Press-Inject*“, einem Verdichtungsverfahren, wird im CAD/CAM-Verfahren eine höhere Oberflächendichte und Härte erzeugt. Der Tribos 501 PM (Primärmorph) ist ebenso aufgebaut (Gebdi Dental Katalog 2016).

Beim Front- und Seitenzahn der Artegral-Garnitur der Fa. Merz handelt es sich um Prothesenzähne aus hochvernetztem *organically modified polymer-Network* (OMP-N), also aus organischen Füll- und Faserstoffen (Merz Dental). Die Seitenzähne sind aus vier, die Frontzähne aus fünf Schichten aufgebaut.

Die beiden Prothesenzähne von Ivoclar Vivadent sind aus sog. „NHC“ (Nanohybrid-Komposit) zusammengesetzt. Dieser Werkstoff ist eine Kompositvariante der 2. Generation und im hiesigen Fall geprägt von einer UDMA-Matrix (Urethandimethacrylat), welche mit PMMA-Clustern, anorganischen und Iso-Füllern (Präpolymere aus UDMA), verdichteten silanisierten SiO₂- und silanisierten SiO₂-Füllpartikeln durchsetzt ist (Wissenschaftliche Dokumentation SR Phonares II). Diese künstlichen Zähne werden im 4-Schicht-Verfahren produziert, wobei der Zahnhals und die Rückenscheide aus PMMA und die Fazialscheide sowie der Dentinkern aus Komposit aufgebaut sind. Ästhetik, Abrasionswiderstand und ein sicherer Verbund zur Prothesenbasis sollen so gewahrt sein. Zahnformspezifische Schichtungen werden im Injektionsverfahren miteinander fusioniert. Der SR Phonares II PM Typ ist das Pendant des Seitenzahnbereiches.

Der Physiostar NFC+ der Fa. Candulor besteht aus einem Nanofüllerkomposit, dessen Matrix ebenfalls aus UDMA besteht. Dieser Werkstoff vertritt seine eigene Kategorie im Kreis der Komposite der 2. Generation. Das Fabrikat ist mit PMMA-Clustern versetzt und anorganisch gefüllten Präpolymerisaten. Außerdem befinden sich verdichtetes, silanisierendes SiO_2 und silanierte SiO_2 -Nanopartikel im Werkstoff; laut Herstellerangaben seien die im Nano- bis Mikrometerspektrum dimensionierten Füllstoffe der Ursprung erhöhter Abrasionsfestigkeit (Candulor). Dieser Prothesenzahn wird im 4-Schicht-Verfahren hergestellt (Wissenschaftliche Dokumentation SR Phonares II).

Des Weiteren wurde die Abrasionsresistenz des Shofu-Veracia-Seitenzahns getestet. Dies ist ein Prothesenzahn, der in drei Schichten gepresst wird. Die innere Schicht besteht aus Acrylat und die äußeren zwei Schichten sind aus mikrogefülltem Hybridkomposit (MF-H) aufgebaut. Enthalten sind organische und anorganische Füllstoffe, die die Abrasionsfestigkeit verbessern sollen (Shofu Dental).

Die Porzellanzähne der Studie, Physioset CT und der Bonartic CT, ebenfalls von der Firma Candulor, bestehen aus einer Silikatkeramik, deren Glasmatrix mit unterschiedlich großen Leuzitkristallen verstärkt ist und somit im Sinne einer klassischen Glaskeramik wie z. B. Empress 2 aufgebaut ist. Sie sind aus sechs Schichten aufgebaut: Opakdentin, Zahnhals, Dentin, Schneide, marginaler Saum und die opale Schneide; zumindest gilt dies für Frontzähne der Garnitur (Candulor). Wie in der Einleitung ausgeführt, zeigen Keramikzähne in Bezug auf bestimmte Werkstoffqualitäten wie Widerstandsfähigkeit gegenüber Alterungsprozessen, Verfärbungs- und Abrasionsbeständigkeit regelmäßig hervorragende Ergebnisse und werden daher als Goldstandard angesehen. Hier dienten sie als Kontrollgruppe.

3.2 Ablaufschema der Versuchsreihe

Aufgrund der Komplexität des Versuchsaufbaus wird dieser in Abb. 3 schematisch dargestellt.

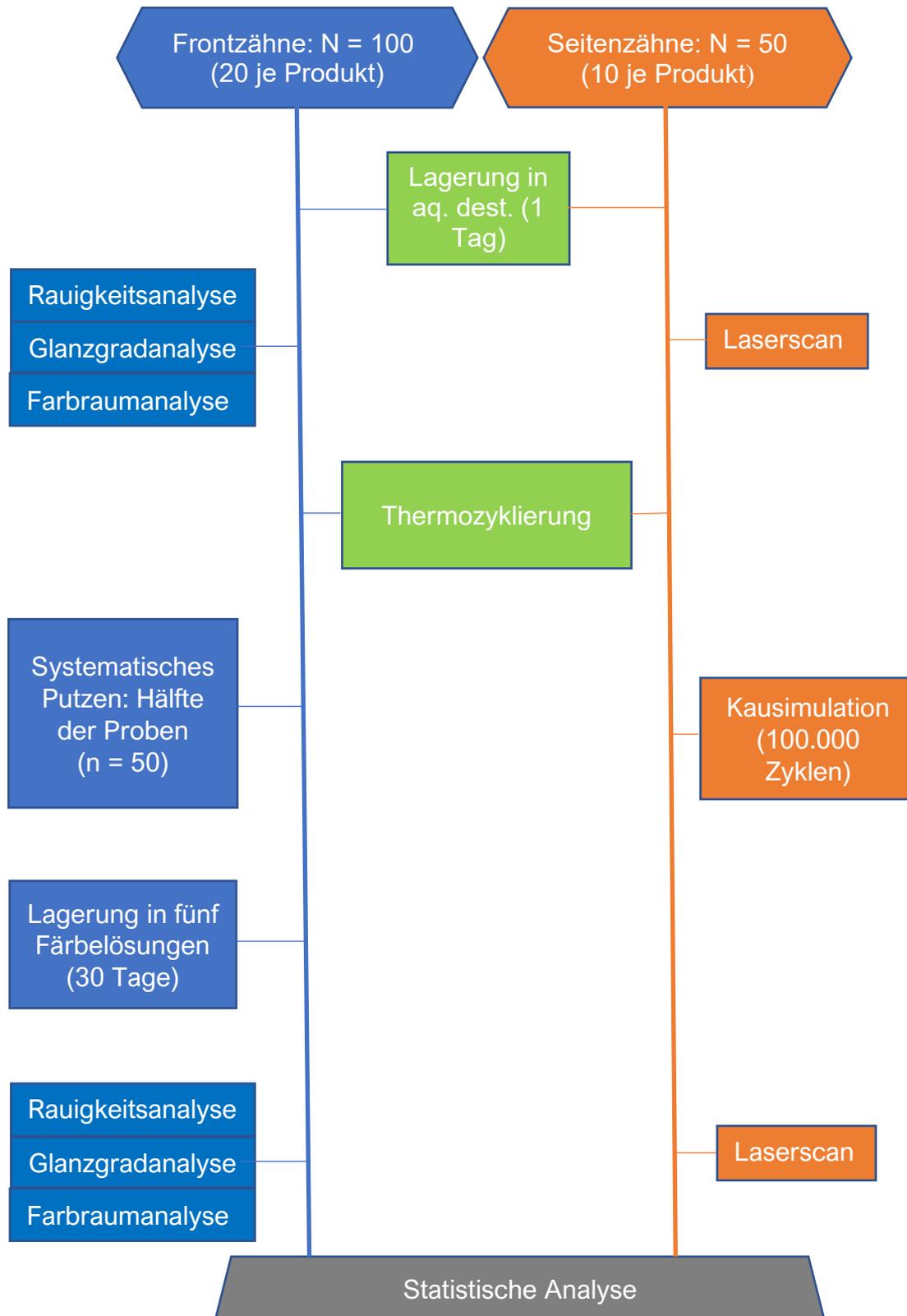


Abb. 3: Skizze des Versuchsaufbaus

3.3 Vorbereitende Maßnahmen und Versuchsdurchführung

3.3.1 Thermozyklierung

Um die Proben künstlich altern zu lassen, wurden diese einer Thermozyklierung unterzogen. Der Willytec Thermocycler V 3.0 besteht aus zwei Wasserbehältern, welche durch die angebauten Thermostate auf 5 °C bzw. 55 °C Wassertemperatur eingestellt werden können (Abb. 4). Zwischen diesen befindet sich ein Thermowechsler, der einen Gitterkorb trägt. Dieser tauchte die Versuchsobjekte abwechselnd für 45 Sekunden in die beiden Wasserbäder. Damit die nummerierten Kunstzähne nach der Thermozyklierung ihren Kategorien zugeordnet werden konnten, wurden sie in separate markierte Teekugeln eingeschlossen. Alle Proben wurden 5.000-mal in beide Wasserbecken eingetaucht. Die beiden Wasserbäder waren mit destilliertem Wasser versehen, um unnötige Kalkablagerungen zu vermeiden. Die Thermozyklierung soll den natürlichen Thermolastwechsel simulieren und ermöglicht so naturgemäße Messergebnisse, da sich dieser in Form von Risstendenzen und Materialschwächung manifestieren kann.

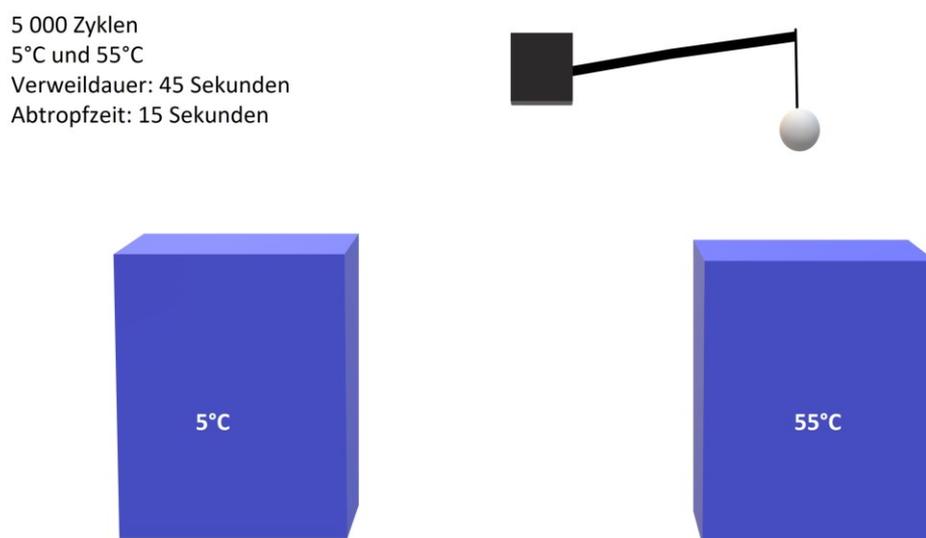


Abb. 4: Thermozyklierer Willytec V3.0

3.3.2 Prothesenzahnreinigung

Im Rahmen der Prothesenzahnreinigung galt es, für alle Prothesenzähne möglichst identische Bedingungen zu schaffen. Daher wurde ein spezielles Stativ notwendig (s. Abb. 5), das eine stabile Position der elektrischen Zahnbürste gewährleistete. Um zu ermöglichen, dass die Zahnbürste sich beim Putzen so wenig wie möglich bewegte, wurde der Durchmesser der Perforationen der beiden senkrechten Holzhalterungen dem des Schafts der Zahnbürste angepasst. Ein offener Kunststoffquader diente zur Aufnahme der zu reinigenden Prothesenzähne. Der Probenbehälter wurde ebenfalls durchbohrt, damit der Bürstenkopf an die Kunststoffzähne gelangen konnte.

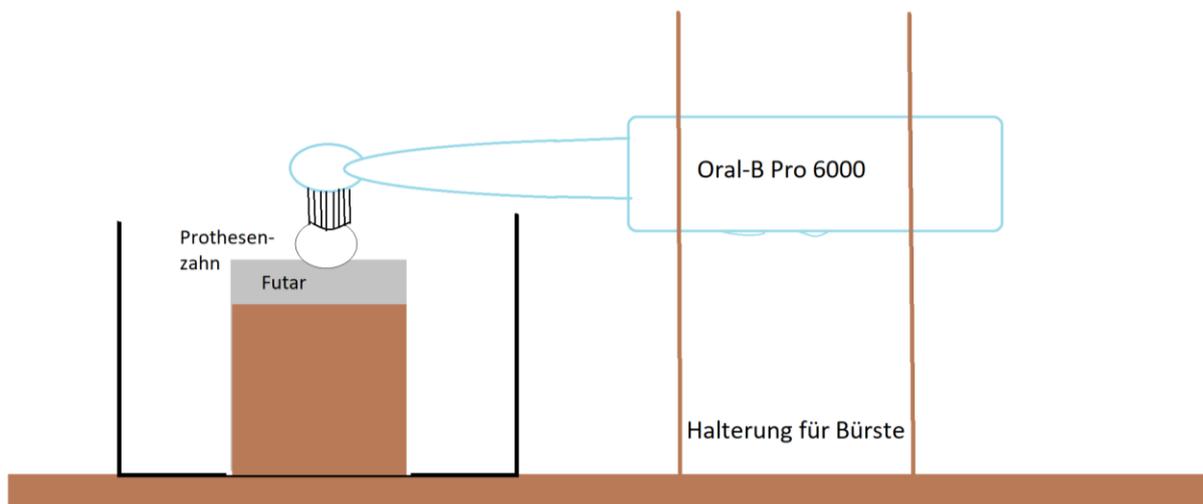


Abb. 5: Skizze der Reinigungskonstruktion

Die elektrische Zahnbürste Oral B® Pro 6000 (Braun GmbH, Kronenberg im Taunus) funktioniert durch pulsierende Oszillationen. Sie hat fünf Geschwindigkeitsstufen. Ihre Schwingzahl beträgt 40.000 U/min und ihre Drehzahl 8.800 U/min. Sie verfügt über eine integrierte Anpressdruckkontrolle; somit ermöglichte sie zum einen eine Zahnreinigung mit physiologischem Anpressdruck und zum anderen nahezu gleiche Messbedingungen für alle Versuchsobjekte. Die Position der Prothesenzähne wurde so gewählt, dass die vestibuläre Fläche zentral mit den Putzborsten in Kontakt treten konnte. Für jede Produktlinie wurde ein neuer Bürstenkopf benutzt. Die Messobjekte wurden mit einem A-Silikon unterfüttert. Das vertikale Niveau dieser befand sich immer an der Grenze des maximalen Anpressdrucks (1,5 N). Die vestibuläre Fläche jedes Zahnes wurde 40 Minuten lang geputzt. Diese Bearbeitungsdauer spiegelt die addierten Zeiträume der Reinigung der vestibulären Flächen eines Frontzahnes bei einer Totalprothese über zwei Jahre wider, was einer

Prothesenzahnreinigung von zwei Minuten pro Tag entspricht: „(6 FZ x 2 Flächen + 8 SZ x 3 Flächen) x Sekunden“.

3.3.3 Färbelösungen

Zur Evaluierung der Farbstabilität der Prothesenzähne wurden die unten aufgeführten Lösungen benutzt:

1. Nespresso-Kaffee (Ristretto), (Fa. Nestlé, Schweiz)
2. Rotwein (Cour du Roy Bordeaux - 2014 – Dourthe)
3. Coca-Cola (Fa. The Coca-Cola Company, Atlanta, USA)
4. Destilliertes Wasser (Fa. Dr. Starke, Ankum, Deutschland)
5. Kurkuma-Lösung (Rezeptur s. unten)

3.3.3.1 Herstellung der Kurkuma-Lösung

Drei Teelöffel Kurkuma-Pulver (Fa. Fuchs, Deutschland) wurden mit 30 ml Isopropanol vermischt. Nach eintägigem Wirken setzte sich das ungelöste Pulver am Boden des Gefäßes fest. Dann wurde die benötigte Flüssigkeitsmenge unter Zuhilfenahme einer Spritze entnommen und nach Vermengung mit destilliertem Wasser zu einer 0,1%igen Lösung diluiert.

Anschließend wurden jeweils vier Prothesenzähne pro Produkt in die mit den Lösungen befüllten Probenbecher gegeben. Die Proben wurden verschlossen und unter Ausschluss von Tageslicht in einen Brutschrank (Vivadent Cultura, Fa. Ivoclar, Liechtenstein) bei konstanter Temperatur von 37,5 °C für vier Wochen eingeschlossen.

3.3.4 Profilometrie

Aufgrund der schaufelförmigen Morphologie der Prothesenfrontzähne, welche vestibulär leicht konvex sind, gestaltete es sich schwierig, die zu messenden Stellen ohne Behelfe reproduzierbar zu analysieren (s. u.). Somit bedurfte jedes der Messgeräte eines individuellen Stativs.

Zu jedem Zeitpunkt wurden die Messobjekte mit zahnärztlichen Handschuhen berührt, um eine mögliche Verfälschung der Messergebnisse durch dermale Unreinheiten o. ä. auszuschließen.

Beim Hommel® Tester W5 handelt es sich um ein extrem sensibles Messgerät, welches bereits durch minimale Vibration in seiner Messung beeinflusst werden kann. Beispielsweise darf dieses Gerät nicht auf dem Tisch platziert werden, unter welchem sich der die Messdaten speichernde PC befindet, weil die durch dessen Kühler entstehenden Vibrationen das Messergebnis verfälschen. Also wurden einige Vorkehrungen getroffen, um valide Messwerte zu erzielen. Eine plane und lagestabile Holzunterlage (40 cm lang, 20 cm breit und 5 cm hoch) wurde so vorbereitet, dass die Stativbeine des W5 sicher platziert werden konnten. Die ausfahrbaren Metallstangen wurden in zwei Holztunnel gesteckt, was gewährleistet hat, dass sich das Messgerät während der Messung nicht bewegte. Unter dem Messtaster des Hommel Tester W5 wurde eine Aufnahmevorrichtung in die Unterlage gefräst. Um die Einbettmasse der Zähne beim Austausch zwischen den Messungen nicht zu beschädigen, wurde die Aufnahmevorrichtung so geformt, dass sie dem Negativ einer Schale entsprach (s. Abb. 6). So konnten die fünf Metallschalen zwischen den Messungen komplikationslos ausgetauscht werden. Anschließend musste jeder Prothesenfrontzahn in der Metallwanne so ausgerichtet werden, dass der Messtaster ihn bei der Bearbeitung der Taststrecke (Lt: 1,5 mm) durchgehend berührte. Die Prothesenfrontzähne wurden mit einem zügig aushärtenden A-Silikon (Okklufast Rock®, Zhermack GmbH, D-Marl) eingebettet. Da dieses Silikon präzise und formstabil ist, konnte das Austauschen der Prothesenzähne problemlos nach jeder Messung durchgeführt werden. Es wurde jeder Zahn ($n = 20$ je Firma), jeweils vor und nach Belastung, dreimal gemessen.

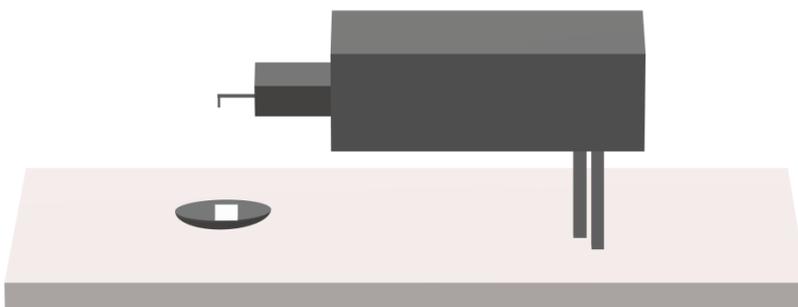


Abb. 6: Schematische Darstellung der Messvorrichtung der profilometrischen Oberflächenanalyse

3.3.5 Glanzgrad

Auch für die Glanzgradmessung wurde eine spezielle Aufnahmevorrichtung für die zu messenden Prothesenzähne erstellt. Hierzu wurde das trapezförmige Messgerät, Glanzmesser ZGM1120, mit einer dünnen isolierenden Folie abgedeckt und mit einem A-Silikon aus der Zahntechnik dubliert. Dabei war es wichtig, darauf zu achten, dass die Lichtblende und die dahinter lokalisierten Linsen nicht beschädigt würden. Die Abformung wurde anschließend mit einem harten Kunststoff ausgegossen, sodass ein formkongruentes Duplikat für das Gerät resultierte. Dieses wurde danach von fünf, den Frontzähnen zugeordneten, weichen Polyethylenfolien überzogen. Auf diese Weise sind fünf Folien entstanden, welche die zu ermittelnden Messobjekte vor die Lichtblende positionierten. Jeder Zahn wurde dreimal gemessen.

3.3.6 Colorimetrie

Für reproduzierbare Messungen wurden ein Messstativ und Schablonen benutzt. Es handelte sich um einen quadratischen Gipsblock, welcher auf der relevanten Seite an fünf Stellen großzügig ausgehöhlt wurde. Diese Ausbuchtungen wurden mit Okklufast Rock unterfüllt. Während der Aushärtphase wurden die Prothesenfrontzähne so ausgerichtet, dass die vestibulären Flächen möglichst parallel zueinander positioniert waren. Nach dem Aushärten des Silikons wurde eine Kunststoffolie aus Polyethylen über den Gipsblock gezogen. Die Passung der Schablone auf dem Gipsblock war präzise und eindeutig. Polyethylen hat den Vorteil, trotz gegebener Formstabilität immer noch genügend Duktilität vorzuweisen, sodass die „Messschablone“ beim Abziehen vom Stativ weder den Gipsblock beschädigte noch selbst zu Schaden kam. Dies ist von Vorteil, da es im Endeffekt 20 Zähne je Firma vor und nach Konditionierung zu messen galt. Der letzte Schritt vor den eigentlichen Messungen war das Perforieren der Messschablone. Die Perforation bemaß sich auf fünf mm und wurde zentral im Bereich der Vestibulärfläche angebracht. Es galt, möglichst die zentrale Stelle der vestibulären Flächen zu wählen, da diese sich auch im Hinblick auf die anderen Geräte (s. u.) als leicht zugänglich und dadurch gut messbar herausstellen würden. Somit fungierte die Kunststoffschablone als reproduzierbare Führung und Stabilisator für das Shade Eye® NCC (Shofu Inc. Kyoto 605-0983, Japan).

3.4 Messung von Glanzgrad, Oberflächenrauigkeit und Verfärbung

Die Frontzähne wurden eingangs, nach erfolgter eintägiger Lagerung in destilliertem Wasser, auf ihren Glanzgrad, ihre Zahnfarbe und ihre Rauigkeit überprüft (vgl. Abb. 3 Ablaufschema, S. 24). Nach der Thermozyklisierung (s. o.) erfolgte die mechanische Belastung der Hälfte der Prothesenfrontzähne ($n = 50$) durch Reinigung mit einer handelsüblichen elektrischen Zahnbürste (s. o.) in Kombination mit einem handelsgängigen Prothesenreinigungsmittel, Corega Purfrisch. Es sollte dadurch berücksichtigt werden, inwiefern die damit verbundene mechanische Abrasion für die Einlagerung von Farbstoffen verantwortlich ist und inwieweit der Glanzgrad und die Rauigkeit beeinflusst werden. Im Anschluss wurden jeweils zwei geputzte und zwei ungeputzte Exemplare jeder Firma für 30 Tage in eine der fünf verschiedenen Flüssigkeiten eingelegt (Aq. dest., Coca-Cola, Ristretto, Rotwein und Kurkuma). Hiernach erfolgten nach Absprühen extrinsischer Verfärbungen und Konkremente die erneuten Evaluierungen von Glanzgrad, Farbe und Rauigkeit im Sinne eines Vorher-Nachher-Vergleiches.

3.4.1 Messung der Oberflächenrauigkeit (Profilometrie)

Das Perthometer Hommel-Etamic W5 (Fa. Jenoptic, D-40880 Ratingen) verfügt über einen sensiblen Rauheitstaster. Die integrierten, ausfahrbaren Stativbeine dienen, neben der Stabilisierung des Gerätes, zur Adjustierung der gewünschten Messebene. Die Datenübertragung kann per Bluetooth erfolgen oder, wie im hiesigen Fall, mit einem USB-Kabel vorgenommen werden. Die Daten werden von der zugehörigen Software namens Turbo Datawave verarbeitet. Eine graphische Darstellung der Messdaten ist möglich. Die Oberflächenrauigkeit wurde per Tastschnittverfahren durchgeführt: Ein senkrechter Hub während der Messung emittiert ein elektronisches Signal. Die Messstrecke (L_t) betrug 1,5 mm, die Messwerte wurden in der Einheit μm ermittelt.

Die relevanten Parameter waren:

1. R_{max} : Die Distanz zwischen höchstem und tiefstem Punkt des Profils.
2. R_a : Der arithmetische Mittenrauwert aus den Beträgen aller Profilwerte.
3. R_z : Die Summe aus höchster Spitze und tiefstem Tal einer Einzelmessstrecke;
Die gemittelte Rautiefe ist der Mittelwert der Einzelmessstrecken.

3.4.2 Glanzgradmessung

Glanz ist ein visuelles Phänomen und entsteht bei reflektiertem, vorwiegend gerichtetem Licht unter einem Winkel bei spiegelnder Reflexion von einer Oberfläche (Zehntner). Für den Glanz einer Fläche ist also das Reflexionsverhalten ausschlaggebend (Erichsen) und daher wichtig für die Ästhetik.

Der Glanzgrad ermöglicht eine Kategorisierung von Oberflächen nach DIN 67530 von matt bis hochglänzend. Unter definiertem Messwinkel (60°) wird der prozentuale Reflexionsgrad von ein- und ausfallendem Licht verglichen. Dieser Wert wird in Relation gesetzt zu einem polierten, schwarzen Glasstandard, der einen definierten Brechungsindex von 1,567 aufweist und als Standard für 100 Gloss Units kalibriert wird (Zehntner). Der gewählte Messwinkel von 60° deckt ein hohes Glanzspektrum ab und ist auch in der Automobilindustrie üblich (Abb. 7).

Der Glanzmesser ZGM1120 (Glossometer) der Fa. Zehntner (Sissach, Schweiz) verfügt über eine Messtaste, eine Messöffnung und eine USB-Schnittstelle. Die Datenübertragung erfolgt mittels USB-Kabel an einen angeschlossenen PC, der über die Software GlossTools verfügt. GlossTools zeigt die gemessenen Werte in der Einheit GU (Gloss Units) an und ermöglicht eine graphische Darstellung des Messverlaufes. Die ermittelten Werte wurden einer Excell-Tabelle beigefügt. Auch hierbei wurde initial und nach erfolgter mechanischer Beanspruchung und Einlagerung in den oben genannten Flüssigkeiten gemessen.

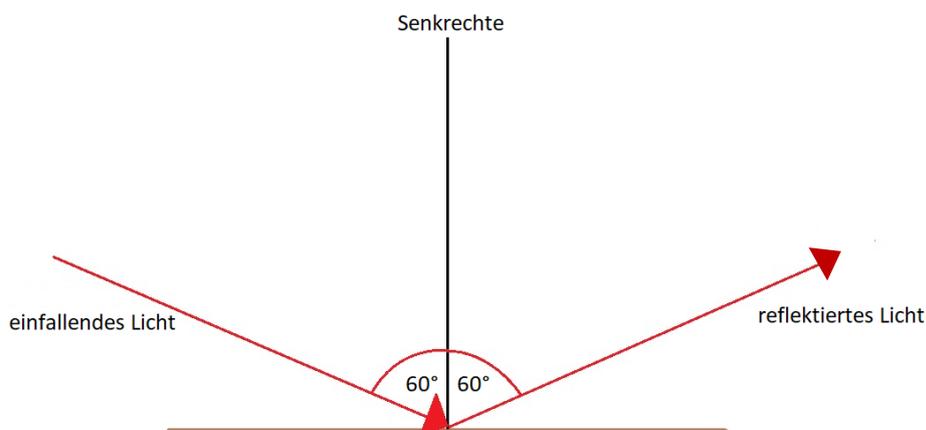


Abb. 7: Glanzgradmessung mittels Lichtreflexion

3.4.3 Verfärbungen und Farbmessung

Die $L^*a^*b^*$ -Werte wurden mit einer computergesteuerten Farbanalyse ermittelt. Das Dental Chrome Meter ShadeEye NCC (Fa. Shofu Inc., Kyoto 605-0983, Japan) ist aus einer mit einem integrierten Drucker bestückten Basisstation aufgebaut, welche über eine kabellose Messeinheit verfügt. Nach erfolgter digitaler Farbanalyse werden die Informationen per Infrarotschnittstelle an die Basisstation weitergeleitet. Diese wiederum übermittelt die Werte an einen PC mit entsprechender Software (ShadeEye Viewer).

Für die Ausgangsmessungen wurde jeder Prothesenfrontzahn dreimal einer Messung mit ShadeEye unterzogen. Im Anschluss wurden die $L^*a^*b^*$ -Daten in einer Excel-Tabelle gespeichert.

Der L^* -Wert repräsentiert die Luminanz. Diese steht für die Helligkeit eines Werkstoffes und wird in Werten von 0 bis 100 skaliert. Dabei hat Weiß einen Wert von 100 und Schwarz den Wert 0. Der a^* -Wert zeigt den Grün- und Rotanteil einer Farbe, wobei ein negativer a^* -Wert auf Grün und ein positiver Wert auf Rot hinweist. Der b^* -Wert definiert den Blau- und Gelbanteil einer Farbe. Hierbei indizieren negative Werte Blau- und positive dementsprechend Gelbtöne.

Abb. 8 zeigt eine einfache Darstellung des Farbraumspektrums im Koordinatensystem.

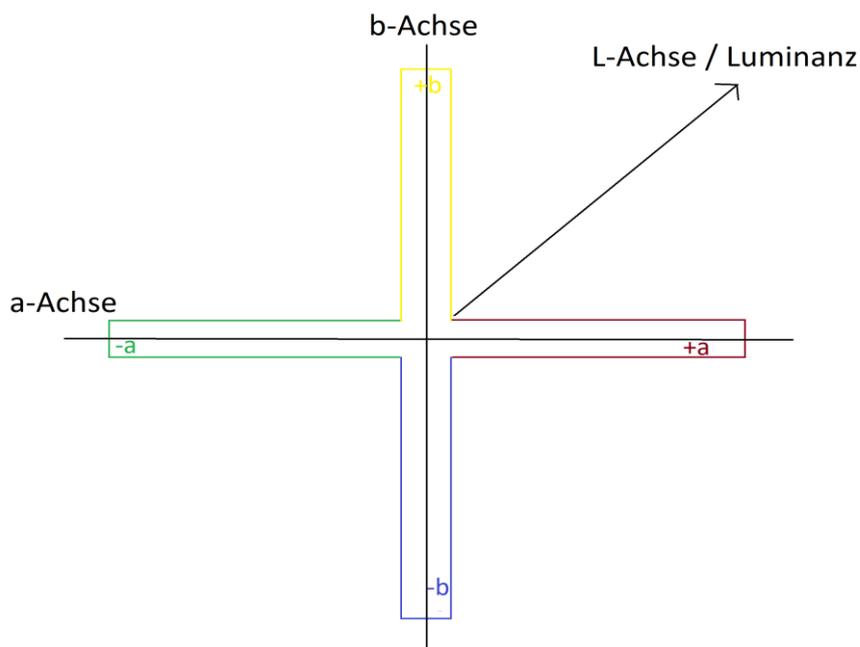


Abb. 8: $L^*a^*b^*$ -Farbraum

Delta E ist der Farbabstand und wurde nach folgender Formel errechnet:

Formel 1: Formel ΔE :

$$\Delta E_{p,v} = \sqrt{(L_p^* - L_v^*)^2 + (a_p^* - a_v^*)^2 + (b_p^* - b_v^*)^2}$$

Die Einordnung der für das menschliche Auge wahrnehmbaren Farbunterschiede wird in der Literatur wie folgt angegeben:

$\Delta E < 1$ = sehr klein (wird vom menschlichen Auge nicht wahrgenommen)

1 - 2 = klein (nur durch geschultes Auge sichtbar)

2 - 3,5 = mittel (auch von nicht geschultem Auge sichtbar)

3,5 - 5 = deutlich sichtbar

> 5 = sehr deutlich sichtbar

(Hickel et al. 2005, Kaminsky 2003, Seher und Viohl 1992)

3.4.4 Messung des Verschleißes (*wear*)

N = 50 Prothesenseitenzähne (Zahn 16, n = 10 je Produkt) wurden mittels 3Shape Laserscanner vor und nach Belastung durch den Thermozyklierer und den Kausimulator untersucht.

Der Kausimulator CS 400 economy line (Fa. SD Mechatronik D-83620, Hofpoint Westerham) besitzt einen elektrischen Schaltschrank mit integriertem Display, montierte Probenkammern mit Antagonistenhaltern sowie Gewichtsscheiben. Die Antagonisten sind präzise auf unterschiedliche Höhen justierbar.

Sowohl die Degussitkügelchen (Aluminiumoxidkeramik), welche als Antagonisten fungierten, als auch die Prothesenbackenzähne (Zahn 16) wurden in Pattern Resin, einem Kunststoff aus der Dentaltechnik, eingebettet. Dieser Werkstoff ist starr und gewährleistet somit eine stabile Positionierung der Messobjekte. Minimale Diskrepanzen zwischen den Prothesenzähnen und deren Lagerungsmasse wurden anschließend mit einem dünnfließenden Silikon namens Honigum® (DMG Chemisch Pharmazeutische Fabrik GmbH, D-22547, Hamburg) ausgeglichen, was auch den Austausch der Zähne nach der Kausimulation erleichterte. Während der Versuche befand sich destilliertes Wasser in den Probenkammern, um das feuchte Milieu der Mundhöhle zu simulieren. Die künstlichen Zähne wurden 100.000 Kauzyklen mit einer Belastung von 4 kg (40 N) und einer Wegstrecke von 2 mm unterzogen. Dabei herrschte das Prinzip des Zwei-Körper-Verschleißes. Die Gewichtsscheiben definierten die Belastungskraft. Nach dem Auftreffen des Antagonisten folgte eine Lateralbewegung.

Der Abtrag der Prothesenzähne 16 wurde per Laserscan ermittelt. Die n = 50 Versuchsobjekte wurden initial gescannt. Nach Thermozyklisierung und Kausimulation erfolgte der erneute Scan und schlussendlich ein Vorher-Nachher-Vergleich.

Der D1000® Dentalscanner (Fa. 3Shape, Kopenhagen, Dänemark) findet Verwendung in der Bildgebung beschliffener Zahnstümpfe und Implantatabutments und wird dazu benutzt, Zahnersatz zu konstruieren. Dieses Gerät scannt einzelne Bereiche innerhalb von 15 Sekunden mithilfe von vier Kameras mit einer Auflösung von fünf Megapixel. Die Passgenauigkeit bei einzelnen Objekten ist sehr hoch (5 µm). Die Software bietet die Möglichkeit, einzelne Texturen farblich zu kennzeichnen und bei zwei identischen gescannten Proben Abrasionsverlust und Texturunterschiede darzustellen. Die farbliche Markierung findet in Intervallen der Einheit µm statt. Die resultierenden Scans wurden „gematcht“ und im Programm Microsoft® Paint gespeichert. Nach der Übertragung der Messwerte in eine Excel-Tabelle folgte die Berechnung der Differenzen.

4 Statistische Datenaufbereitung und Reliabilität der Messwerte

Die erhobenen Daten wurden in Excel eingepflegt. Die statistische Auswertung erfolgte unter Anleitung Herrn Dr. Weichs (Medizinstatistiker/ Biometriker, Nottuln) und stetigem Austausch mit Frau Dr. Diedrichs und Christian Bolky. Sämtliche statistischen Analysen wurden mit dem Statistik-Programm-System IBM SPSS Statistics Premium, Version 24, deutsch, auf einem Arbeitsplatz-PC unter dem Betriebssystem Windows 10, 64 bit, ausgeführt.

Um zu untersuchen, ob die Ergebnisse wiederholter Messungen der Versuchsobjekte unter ansonsten gleichen Bedingungen reproduzierbar waren, wurden alle Proben nach den in Kapitel 3 beschriebenen Verfahrensweisen dreimal vermessen und analysiert. Zur Beurteilung der Reliabilität der erzielten Messdaten wurden insbesondere zum einen Pearson-Korrelationen und zum anderen t-Tests für abhängige Messungen zwischen den einzelnen drei Messwiederholungen aller Rauheits-, Farbraum- und Glanzparameter berechnet; sowohl für die Zeitpunkte vor als auch nach der Konditionierung. Die Pearsonsche Korrelation ist ein Maß für den Grad des linearen Zusammenhangs zwischen mindestens zwei intervallskalierten, von der Maßeinheit unabhängigen Merkmalen und wird in Werten von 1 bis -1 ausgedrückt. Der t-Test ist eine gebräuchliche Methode zur Einschätzung der Unterschiede der Mittelwerte zweier Gruppen.

Des Weiteren wurden sekundär auch die prozentualen und absoluten Abweichungen der einzelnen drei Messwiederholungswerte vom Erwartungswert der Messung (= Mittelwert der drei Einzelmessungen) für die beiden Messzeitpunkte sowie spezifisch für die verschiedenen Hersteller/Produkte ermittelt. Diese Abweichungsanalysen können im Anhang A (Tab. A1–A4) nachgelesen werden.

Anhand von multifaktoriellen multivariaten oder univariaten Varianzanalysen (MANOVA, ANOVA) und anschließenden multiplen Einzelgruppenvergleichen durch Bonferroni-t-Tests wurden die Effekte der Einflussfaktoren Hersteller/Materialien (5 Kategorien), Putzdurchgang (ja/nein) und Färbelösung (5 Kategorien) auf die abhängigen Variablen Oberflächenrauheit (3 Parameter), Glanz (1 Parameter), Verfärbung (3 Parameter und Delta E) sowie Abrasion (1 Parameter) ermittelt. Die ANOVA (*analysis of variance*) untersucht, ähnlich wie der t-Test, jedoch mit mehr als zwei Gruppen, die Signifikanz von Mittelwertdifferenzen. Die Bonferroni-Korrektur ist ein Instrument zur Neutralisierung der Alphafehler-Kumulierung bei multiplen Vergleichen. Im Weiteren sind die Mehrzahl der Bonferroni-Tabellen aufgrund des Ausmaßes im Anhang B dargelegt worden.

Non-parametrische Testverfahren, nämlich Kolmogorov-Smirnov-Test (KS-Test), Kruskal-Wallis-Test (KW-Test/H-Test) und Wilcoxon-Mann-Whitney-Test (WMW-Test/MW-Test/U-Test) wurden bei den Analysen der Abrasion verwendet. Der Kolmogorov-Smirnov-Test ist ein Verfahren, mit dem man Stichprobenergebnisse auf Übereinstimmung mit der vermuteten Verteilung überprüfen kann, also die beobachtete Häufigkeit mit der theoretischen Häufigkeit vergleicht. Der Kruskal-Wallis-Test eruiert, ob sich die zentralen Tendenzen mehrerer unabhängiger Stichproben unterscheiden. Der Wilcoxon-Mann-Whitney-Test vergleicht zwei unabhängige Stichproben anhand der Ränge auf signifikante Unterschiede. Anhand des Wilcoxon-Mann-Whitney-Tests wird ermittelt, ob die Beobachtungen zweier Populationen gleich wahrscheinlich sind, also ob z. B. ein zufällig aus der einen Population ausgewählter Wert größer oder kleiner ist als ein zufällig aus der anderen Population entnommener. Als deskriptiv-statistische Kennwerte wurden arithmetischer Mittelwert und Standardabweichung oder Median und Quartilabstand ermittelt. Zur Schätzung der Zusammenhänge der internen und externen Korrelation der Parameter wurden – wie bei der Prüfung der Reliabilität der gemessenen physikalischen Größen – Pearsonsche Produktmomentkorrelationen benutzt. Der t-Test für abhängige Messungen bzw. Stichproben trat bei der Reliabilitätsprüfung als weiteres Testverfahren hinzu.

Zur Kalkulation der Signifikanzen der unterschiedlichen Kategorien wurde der p-Wert berechnet, der auch als Irrtumswahrscheinlichkeit bezeichnet wird. Dieser zeigt inwiefern das Resultat einer statistischen Analyse sich von der wissenschaftlich erprobten Grundgesamtheit abgrenzt. Differenziert wurde bei der Ermittlung der Signifikanz zwischen * signifikant ($p \leq 0.05$; die Irrtumswahrscheinlichkeit ist kleiner gleich 5 %), ** sehr signifikant ($p \leq 0.01$; die Irrtumswahrscheinlichkeit ist kleiner gleich 1 %) und *** hochsignifikant ($p \leq 0.001$; die Irrtumswahrscheinlichkeit ist kleiner gleich 1 ‰).

Die nachfolgenden Tabellen 4 a–f und 5 a–c zeigen die Resultate der Produktmomentkorrelationen und der abhängigen t-Tests für die Rauheitsparameter R_a , R_z und R_{max} , die Farbraumparameter L^* , a^* und b^* und den Glanzparameter GU bei der Initialmessung und der Messung nach Konditionierung für die Gesamtstichprobe der Daten ($N = 100$).

Tabelle 4 a–f: Pearson-Korrelation zwischen den einzelnen Messwiederholungen der Rauheitsparameter Ra, Rz und Rmax (Tab. a, b), der Farbraumparameter L*, a* und b* (Tab. c, d) und des Glanzparameters GU (Tab. e, f) bei der Initialmessung (t1) und der Messung nach Konditionierung (t2)

(a)

t 1	Ra 1 - Ra 2	Ra 1 - Ra 3	Ra 2 - Ra 3	Rz 1 - Rz 2	Rz 1 - Rz 3	Rz 2 - Rz 3	Rmax 1 - Rmax 2	Rmax 1 - Rmax 3	Rmax 2 - Rmax 3
r	0,978***	0,976***	0,977***	0,970***	0,964***	0,975***	0,950***	0,920***	0,946***
p	<0,001	<0,001	<0,001	<0,001	<0,001	<0,001	<0,001	<0,001	<0,001

(b)

t 2	Ra 1 - Ra 2	Ra 1 - Ra 3	Ra 2 - Ra 3	Rz 1 - Rz 2	Rz 1 - Rz 3	Rz 2 - Rz 3	Rmax 1 - Rmax 2	Rmax 1 - Rmax 3	Rmax 2 - Rmax 3
r	0,986***	0,984***	0,991***	0,974***	0,966***	0,984***	0,956***	0,952***	0,971***
p	<0,001	<0,001	<0,001	<0,001	<0,001	<0,001	<0,001	<0,001	<0,001

(c)

t 1	L* 1 - L* 2	L* 1 - L* 3	L* 2 - L* 3	a* 1 - a* 2	a* 1 - a* 3	a* 2 - a* 3	b* 1 - b* 2	b* 1 - b* 3	b* 2 - b* 3
r	0,999***	0,996***	0,998***	0,996***	0,995***	0,995***	0,998***	0,994***	0,996***
p	<0,001	<0,001	<0,001	<0,001	<0,001	<0,001	<0,001	<0,001	<0,001

(d)

t 2	L* 1 - L* 2	L* 1 - L* 3	L* 2 - L* 3	a* 1 - a* 2	a* 1 - a* 3	a* 2 - a* 3	b* 1 - b* 2	b* 1 - b* 3	b* 2 - b* 3
r	0,999***	0,995***	0,997***	0,997***	0,995***	0,996***	0,998***	0,994***	0,995***
p	<0,001	<0,001	<0,001	<0,001	<0,001	<0,001	<0,001	<0,001	<0,001

(e)

t 1	GU 1 - GU 2	GU 1 - GU 3	GU 2 - GU 3
r	1,000***	1,000***	1,000***
p	<0,001	<0,001	<0,001

f)

t 2	GU 1 - GU 2	GU 1 - GU 3	GU 2 - GU 3
r	0,999***	0,999***	0,999***
p	<0,001	<0,001	<0,001

N = 100
r = Koeffizient der Pearson-Korrelation /
Produktmomentkorrelation
p = Schwellenwert für signifikante Unterschiede
* signifikant (p ≤ 0.05) *** hochsignifikant (p ≤ 0.001)

Tabellen 4 a–f zeigen im Überblick Pearsonsche Korrelationskoeffizienten, die sämtlich über r = 0.90 und bis auf sehr wenige Ausnahmen auch oberhalb von r = 0.95 angesiedelt waren. Die weitaus besten Reproduzierbarkeiten lieferten die Glanzparameter mit Korrelationen von r = 0.99 sowie r = 1.00, gefolgt von den Farbraumparametern und schließlich von den Rauheitsparametern.

Hier waren die Zuverlässigkeiten der Messungen nach der Konditionierung etwas stärker ausgeprägt als initial. Insgesamt zeigten die Reliabilitätsanalysen auf Korrelationsbasis für jede Parametergruppe, dass die Messungen zuverlässig waren.

Die folgenden Tabellen 5 a–c stellen die Ergebnisse der t-Test-Paarvergleiche zwischen den Messwiederholungen bei den Initialmessungen t1 und den Messungen nach Konditionierung t2 für die Rauigkeitsparameter (Tab. 5a), die Farbraumparameter (Tab. 5b) und den Glanzparameter (Tab. 5c) dar.

Tabelle 5a: t-Test-Paarvergleiche zwischen den Messwiederholungen der Rauigkeitsparameter Ra, Rz und Rmax (μm) bei der Initialmessung (t1) und der Messung nach Konditionierung (t2)

Paarvergleich	M (Differenz- Mittelwert)	SD	p
Ra 1 t1 - Ra 2 t1	0,001	0,005	0,259
Ra 1 t1 - Ra 3 t1	0,001	0,006	0,077
Ra 2 t1 - Ra 3 t1	0,000	0,005	0,468
Rz 1 t1 - Rz 2 t1	0,008	0,061	0,183
Rz 1 t1 - Rz 3 t1	0,011	0,067	0,108
Rz 2 t1 - Rz 3 t1	0,003	0,056	0,630
Rmax 1 t1 - Rmax 2 t1	0,028	0,137	0,046*
Rmax 1 t1 - Rmax 3 t1	0,029	0,172	0,096
Rmax 2 t1 - Rmax 3 t1	0,001	0,139	0,931
Ra 1 t2 - Ra 2 t2	-0,001	0,007	0,034*
Ra 1 t2 - Ra 3 t2	-0,001	0,007	0,063
Ra 2 t2 - Ra 3 t2	0,000	0,005	0,849
Rz 1 t2 - Rz 2 t2	-0,006	0,057	0,330
Rz 1 t2 - Rz 3 t2	-0,014	0,068	0,047*
Rz 2 t2 - Rz 3 t2	-0,008	0,047	0,090
Rmax 1 t2 - Rmax 2 t2	-0,005	0,146	0,753
Rmax 1 t2 - Rmax 3 t2	-0,007	0,153	0,643
Rmax 2 t2 - Rmax 3 t2	-0,003	0,119	0,835

N = 100 M = Arithmetischer Mittelwert
SD = Standardabweichung
t = Prüfgröße des t-Tests für abhängige/verbundene Stichproben
p = Schwellenwert für signifikante Unterschiede
* signifikant ($p \leq 0.05$)

Bei den Rauheitsparametern (Tab. 5a) fielen drei von insgesamt 18 Vergleichen signifikant aus.

Tabelle 5b: t-Test-Paarvergleiche zwischen den Messwiederholungen der Farbraumparameter L*, a* und b* bei der Initialmessung (t1) und der Messung nach Konditionierung (t2) (Werte = Helligkeits- und Farbachsenwerte)

Paarvergleich	M (Differenz- Mittelwert)	SD	p
L* 1 t1 - L* 2 t1	-0,007	0,087	0,422
L* 1 t1 - L* 3 t1	-0,023	0,164	0,165
L* 2 t1 - L* 3 t1	-0,016	0,120	0,187
a* 1 t1 - a* 2 t1	0,011	0,086	0,206
a* 1 t1 - a* 3 t1	0,022	0,093	0,020*
a* 2 t1 - a* 3 t1	0,011	0,094	0,246
b* 1 t1 - b* 2 t1	-0,015	0,124	0,230
b* 1 t1 - b* 3 t1	-0,044	0,205	0,034*
b* 2 t1 - b* 3 t1	-0,029	0,158	0,070
L* 1 t2 - L* 2 t2	0,005	0,078	0,525
L* 1 t2 - L* 3 t2	0,006	0,180	0,740
L* 2 t2 - L* 3 t2	0,001	0,151	0,947
a* 1 t2 - a* 2 t2	-0,013	0,081	0,113
a* 1 t2 - a* 3 t2	-0,017	0,096	0,081
a* 2 t2 - a* 3 t2	-0,004	0,088	0,649
b* 1 t2 - b* 2 t2	0,025	0,105	0,160
b* 1 t2 - b* 3 t2	0,064	0,181	0,001***
b* 2 t2 - b* 3 t2	0,039	0,163	0,018*

N = 100

M = Arithmetischer Mittelwert

SD = Standardabweichung

t = Prüfgröße des t-Tests für abhängige/verbundene Stichproben

p = Schwellenwert für signifikante Unterschiede

* signifikant ($p \leq 0.05$) *** hochsignifikant ($p \leq 0.001$)

Bei den Farbraumparametern (Tab. 5b) waren vier von insgesamt 18 Vergleichen zwischen Messwiederholungen signifikant. Darunter befand sich lediglich ein hochsignifikanter Vergleich.

Tabelle 5c: t-Test-Paarvergleiche zwischen den Messwiederholungen des Glanzparameters GU bei der Initialmessung (t1) und der Messung nach Konditionierung (t2)

Paarvergleich	M (Differenz- Mittelwert)	SD	p
GU 1 t1 - GU 2 t1	0,001	0,005	0,259
GU 1 t1 - GU 3 t1	0,001	0,006	0,077
GU 2 t1 - GU 3 t1	0,005	0,729	0,468
GU 1 t2 - GU 2 t2	0,061	1,340	0,183
GU 1 t2 - GU 3 t2	0,067	1,621	0,108
GU 2 t2 - GU 3 t2	0,056	0,483	0,630

N = 100

M = Arithmetischer Mittelwert

SD = Standardabweichung

t = Prüfgröße des t-Tests für abhängige/verbundene Stichproben

p = Schwellenwert für signifikante Unterschiede

* signifikant ($p \leq 0.05$) *** hochsignifikant ($p \leq 0.001$)

Für die Glanzgrade (GU) (Tab. 5c) zeigten sich ausschließlich übereinstimmende reproduzierbare Messergebnisse.

Zusammenfassend sprachen somit auch die Zuverlässigkeitskennwerte auf varianzanalytischer Basis – insbesondere bei Hinzunahme der obigen Ergebnisse der Korrelationsanalysen – für die hohe Reliabilität und Reproduzierbarkeit der Messungen der spezifischen Eigenschaften der in dieser Studie untersuchten Objekte. Aus dieser Sicht erschien die Aggregation der Werte der 3 Messwiederholungen zu einem Mittelwert als Grundlage für die anstehenden Datenanalysen bei sämtlichen Parametern indiziert.

5 Ergebnisse

5.1 Oberflächenrauheit

Durch eine multivariate Varianzanalyse (mit $N = 100$) (Tab. 6) wurde der generelle, globale Effekt der Designfaktoren Hersteller/Material und Putzdurchgang sowie der Interaktion bzw. Wechselwirkung dieser beiden Faktoren auf die Veränderung der Rauheitsparameter Ra, Rz und Rmax zwischen der Initialmessung (t1) und der Messung nach Konditionierung (t2) getestet. Dabei ergaben sich für alle drei Einfluss- bzw. Wirkfaktoren hochsignifikante Effekte (Hersteller/Material: $F = 5.374$, $df = 12/233.12$, $p < 0,001^{***}$; Putzdurchgang: $F = 22.914$, $df = 3/88$, $p < 0,001^{***}$; Hersteller/Material*Putzdurchgang: $F = 6.033$, $df = 12/233.12$, $p < 0,001^{***}$).

Tab. 6: Multivariate Varianzanalyse zur Testung des globalen Effektes der Designfaktoren bzw. Interaktion Hersteller/Material, Putzdurchgang und Hersteller/Material * Putzdurchgang auf die Veränderung der Gesamtmenge der Rauheitsparameter {Ra, Rz, Rmax} im Zeitverlauf (Initialmessung (t1) bis zur Messung nach Konditionierung (t2))

Faktor/Effekt	Wilks Lambda	F	df	p	Partielles Eta-Quadrat
Hersteller/Material	0,524	5,374 ^{***}	12/233,12	≤ 0.001	0,194
Putzen	0,561	22,914 ^{***}	3/88	≤ 0.001	0,439
Hersteller/Material * Putzen	0,489	6,033 ^{***}	12/233,12	≤ 0.001	0,212

$N = 100$

Wilks Lambda = Maß für die Höhe der Varianzaufklärung

(je kleiner λ , desto höher die Varianzaufklärung in den Rauheitsparametern)

F = Prüfgröße der Varianzanalyse

df = degrees of freedom

p = Schwellenwert für signifikante Unterschiede

* signifikant ($p \leq 0.05$) *** hochsignifikant ($p \leq 0.001$)

partielles Eta-Quadrat (η^2) = Maß für die Effektstärke eines Faktors etc.

Sowohl die Produkte der verschiedenen Hersteller als auch die Objektgruppen mit und ohne Putzdurchgang unterschieden sich also hinsichtlich des multivariaten Mittelwertes der Menge der Rauheitsparameter hochsignifikant. Die folgenden Analysen erlaubten es, die Effekte im Einzelnen zu betrachten.

Auch die Varianzanalysen zur Testung der univariaten (parameterspezifischen) Effekte der genannten Einflussgrößen auf die t1-t2-Differenz der Parameter des Rauheitsprofils erbrachten ausschließlich signifikante Effekte, wobei es sich – bis auf eine Ausnahme – stets um hohe Signifikanzen handelte (Tab. 7).

Tab. 7: Varianzanalysen zur Testung des Einflusses der Faktoren Hersteller/Material, Putzdurchgang und der Interaktion beider Gruppen auf die Veränderung der Rauheitsparameter Ra, Rz und Rmax im Zeitverlauf (Initialmessung t(1) bis Messung nach Konditionierung t(2))

Effekt/Faktor	Parameter	F	Partielles Eta-Quadrat
Korrigiertes Modell	Ra	21,422***	0,682
	Rz	11,679***	0,539
	Rmax	6,022***	0,376
Hersteller/Material	Ra	14,284***	0,388
	Rz	7,850***	0,259
	Rmax	3,370*	0,130
Putz	Ra	58,963***	0,396
	Rz	21,949***	0,196
	Rmax	14,392***	0,138
Hersteller/Material * Putz	Ra	19,174***	0,460
	Rz	12,941***	0,365
	Rmax	6,583***	0,226

N = 100

F = Prüfgröße der Varianzanalyse

p = Schwellenwert für signifikante Unterschiede

* signifikant ($p \leq 0.05$) *** hochsignifikant ($p \leq 0.001$)

partielles Eta-Quadrat (η^2) = Maß für die Stärke eines Effektes

Eta² ist ein Maß des Ausdrucks von Effektstärke und somit geeignet zur Darstellung der Größe eines Zusammenhangs bzw. Unterschieds. Bei mehr als zwei zu unterscheidenden Mittelwerten ist die Ermittlung indiziert (Lenhard und Lenhard 2016). Den Eta²-Werten war zum einen zu entnehmen, dass die Wechselwirkung der beiden Faktoren den relativ stärksten Einfluss auf die Rauheit ausübte und dass zum anderen der Parameter Ra am deutlichsten zu einer Differenzierung zwischen den Kategorien bzw. Untersuchungsgruppen eines jeweiligen Faktors beitrug.

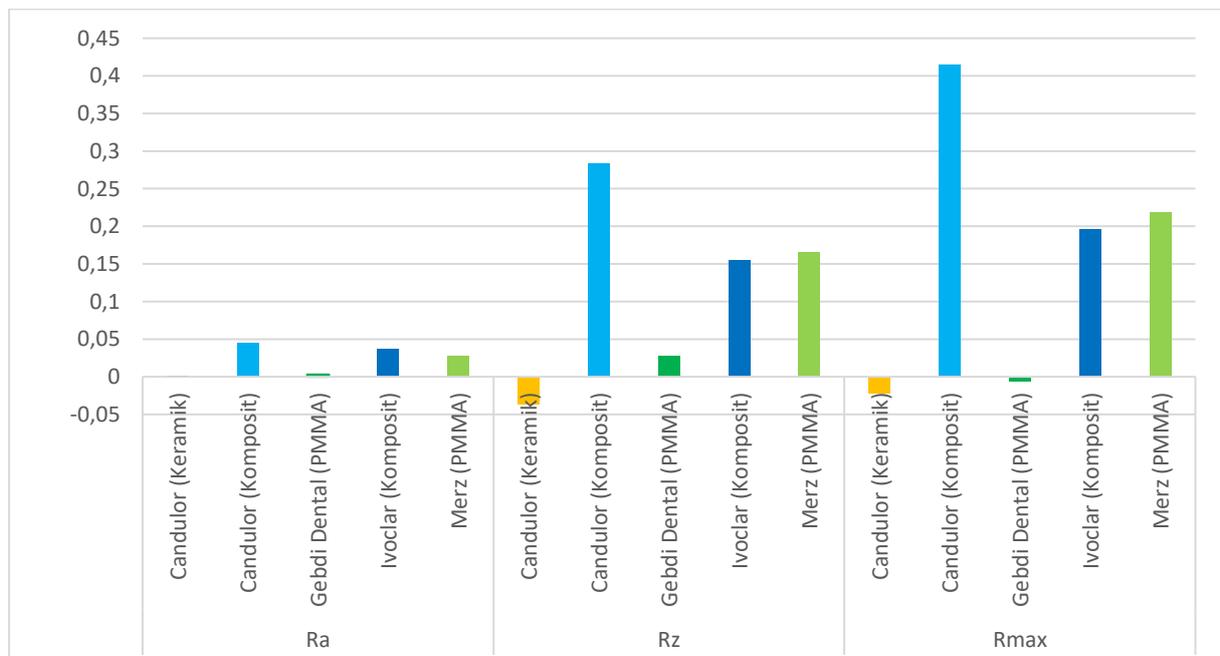
Um des Weiteren prüfen zu können, welche spezifischen Hersteller/Materialien sich im Einzelnen von welchen spezifischen anderen signifikant im Ausmaß der Rauheitsveränderung unterscheiden, wurde eine vollständige Serie multipler Einzelgruppenvergleiche (Einzelmaterialvergleiche) per Bonferroni-t-Test für jeden der drei Parameter gerechnet (Tab. B1).

Die deskriptive Analyse der zeitlichen Differenzwerte (t_1-t_2) der Rauheitsparameter ist in Tab. 8 bzw. Abb. 9 (s. S. 44) erfasst. Es zeigt sich, dass der keramische Prothesenzahn von Candulor – dicht gefolgt vom acrylatischen Tribos Gebdis – besser als die anderen künstlichen Zähne abschneidet. Candulors Kompositzahn schneidet am schlechtesten ab.

Tab. 8: Arithmetische Mittelwerte und Standardabweichungen der zeitlichen Differenzwerte (t1–t2) der Rauheitsparameter Ra, Rz und Rmax bei den Herstellern/Materialien [Negative Differenzen bedeuten eine Abnahme der Rauheit im Zeitverlauf]

Parameter	Hersteller/Material	Mittelwert (µm)	Standardabweichung
Ra	Candulor (Keramik)	0,001	0,016
	Candulor (Komposit)	0,045	0,051
	Gebdi (PMMA)	0,003	0,014
	Ivoclar (Komposit)	0,037	0,407
	Merz (PMMA)	0,027	0,306
Rz	Candulor (Keramik)	-0,037	0,224
	Candulor (Komposit)	0,284	0,319
	Gebdi Dental (PMMA)	0,027	0,185
	Ivoclar (Komposit)	0,155	0,327
	Merz (PMMA)	0,165	0,234
Rmax	Candulor (Keramik)	-0,022	0,365
	Candulor (Komposit)	0,415	0,466
	Gebdi Dental (PMMA)	-0,006	0,392
	Ivoclar (Komposit)	0,196	0,812
	Merz (PMMA)	0,219	0,406

n = 20 je Hersteller/Material



X-Achse: Produkte; Y-Achse: Arithmetische Mittelwerte der Rauheitsparameter Ra, Rz und Rmax in µm

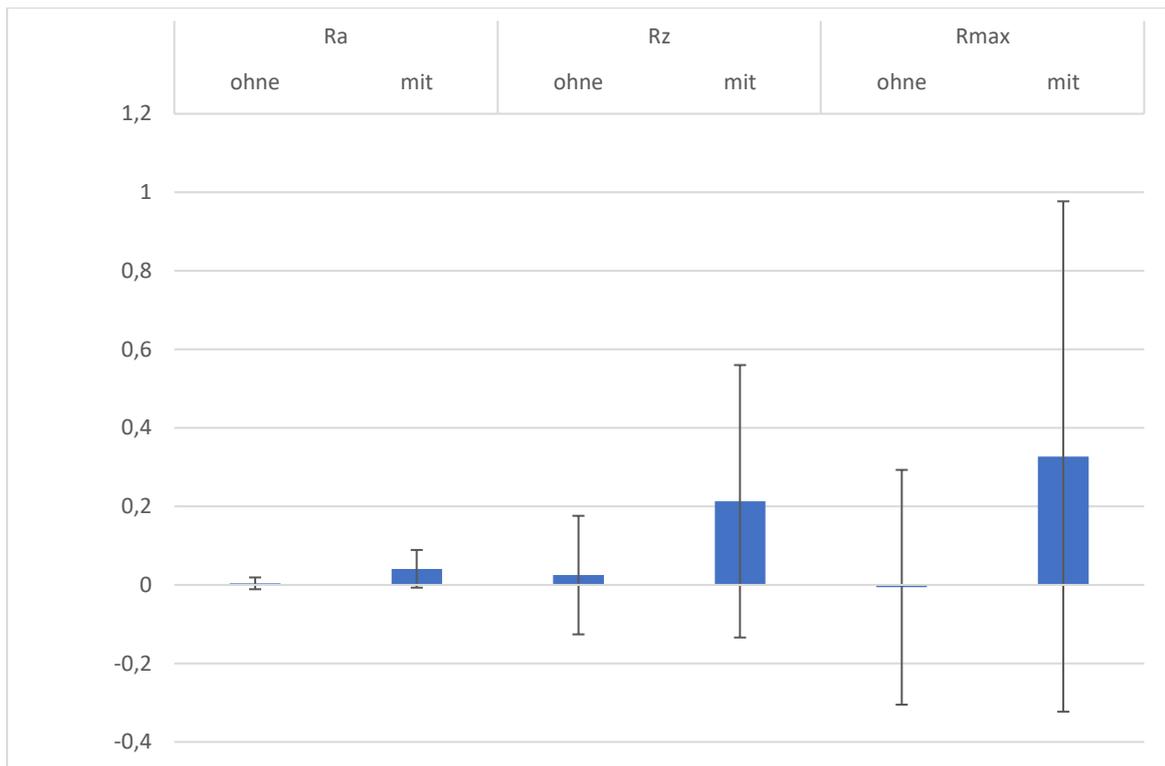
Abb. 9 Graphische Darstellung zu Tab. 8

Die signifikanten Ergebnisse dieser Einzelvergleiche zeigt Tab. B1 (s. Anhang B).

Insbesondere die Analysen für Ra und Rz – und somit für die am weitesten verbreiteten Rauheitsindizes – machten klar, dass sich das keramische Material mit einem Rauheitszuwachs von nur $0,001\ \mu\text{m}$ (Ra) bzw. gar einer Rauigkeitsreduktion von $-0,037\ \mu\text{m}$ (Rz) und $-0,022\ \mu\text{m}$ (Rmax) von den übrigen Materialien signifikant bis hochsignifikant unterschied. Lediglich das acrylatische Produkt von Gebdi Dental schnitt nicht signifikant schlechter ab. Dass Candulors Keramik dabei den absolut geringsten Rauheitszuwachs (Ra) bzw. die einzige Rauheitsreduktion (Rz) im Zeitverlauf zu verzeichnen hatte, ergab sich aus Tabelle 8. Die größte Rauigkeitszunahme, und damit die schlechtesten Ergebnisse, lieferte Candulors Kompositzahn mit $Ra = 0,045\ \mu\text{m}$, $Rz = 0,284\ \mu\text{m}$ und $Rmax = 0,415\ \mu\text{m}$.

Das PMMA der Firma Gebdi Dental ($Ra = 0,003\ \mu\text{m}$, $Rz = 0,027\ \mu\text{m}$, $Rmax = -0,006\ \mu\text{m}$) war den Kompositen von Candulor und Ivoclar (Ra) wie auch dem PMMA von Merz (Ra) durch einen wesentlich geringeren Rauheitsanstieg hochsignifikant oder signifikant überlegen (s. Anhang B: Tab. B1 und s. Tab. 8). Resümierend wiesen der keramische Prothesenzahn der Firma Candulor und das PMMA von Gebdi Dental bei den Rauheitsanalysen eine substantiell höhere Oberflächenstabilität gegenüber den anderen Materialien/Herstellern auf.

In Abb. 10 und Tab. 9 sind die Ergebnisse des Einflusses des Putzdurchgangs auf die Oberflächenrauigkeit aller Proben dargestellt (s. S. 46).



n = 50 je Kategorie
 X-Achse: Rauheitsparameter ohne und mit Reinigungsdurchgang;
 Y-Achse: Mittelwerte und Standardabweichungen in μm

Abb. 10: Arithmetische Mittelwerte und Standardabweichungen der zeitlichen Differenzwerte (t_1-t_2) der Rauheitsparameter Ra, Rz und Rmax bei den Kategorien des Designfaktors Putzdurchgang [Negative Differenzen bedeuten eine Abnahme der Rauheit im Zeitverlauf]

Tabelle 9: Kontrast der Kategorien „ohne Putzdurchgang“ vs. „mit Putzdurchgang“ bei den Rauheitsparametern Ra, Rz und Rmax

Parameter	t	df	p	Mittlere Differenz (μm)
Ra	5,081***	58,754	<0,001	-0,037
Rz	3,524***	66,847	<0,001	-0,188
Rmax	3,296**	68,913	<0,001	-0,333

n = 50 je Kategorie
 t = Prüfgröße des t-Tests für unabhängige Stichproben/Messungen
 df = degrees of freedom
 p = Schwellenwert für signifikante Unterschiede
 * signifikant ($p \leq 0.05$) ** sehr signifikant ($p \leq 0.01$) *** hochsignifikant ($p \leq 0.001$)

Betrachtet man den Einfluss des Putzens auf alle getesteten Proben, so zeigt sich eindeutig, dass ein Putzdurchgang mit einem deutlich stärkeren Zuwachs an Oberflächenrauheit verbunden war als ein Verzicht darauf.

Was den hochsignifikanten Wechselwirkungseffekt zwischen den Faktoren Material/ Hersteller und Putzdurchgang angeht (s. Tab. 7, S. 42), so wurde für die Kategorien „ohne Putzdurchgang“ (n = 50) und „mit Putzdurchgang“ (n = 50) jeweils separat eine vollständige Serie multipler Einzelgruppenvergleiche mit dem Materialfaktor gerechnet.

Tabelle 10: Arithmetische Mittelwerte und Standardabweichungen der zeitlichen Differenzwerte (t1–t2) der Rauheitsparameter Ra, Rz und Rmax für die Hersteller/Materialien bei den Kategorien des Putzfaktors: „ohne“ und „mit Putzdurchgang“ [Negative Differenzen bedeuten eine Abnahme der Rauheit im Zeitverlauf]

Parameter	Hersteller/Material	Ohne Putzen		Mit Putzen	
		Mittelwert (µm)	Standardabweichung	Mittelwert (µm)	Standardabweichung
Ra	Candulor (Keramik)	0,009	0,017	-0,008	0,012
	Candulor (Komposit)	0,003	0,005	0,087	0,040
	Gebdi Dental (PMMA)	0,008	0,012	-0,002	0,015
	Ivoclar (Komposit)	0,004	0,020	0,071	0,042
	Merz (PMMA)	-0,002	0,018	0,055	0,026
Rz	Candulor (Keramik)	0,073	0,182	-0,147	0,214
	Candulor (Komposit)	0,026	0,037	0,543	0,255
	Gebdi Dental (PMMA)	0,073	0,164	-0,019	0,201
	Ivoclar (Komposit)	-0,029	0,193	0,339	0,337
	Merz (PMMA)	-0,020	0,117	0,349	0,162
Rmax	Candulor (Keramik)	0,142	0,353	-0,186	0,310
	Candulor (Komposit)	0,052	0,101	0,777	0,395
	Gebdi Dental (PMMA)	0,033	0,363	-0,044	0,435
	Ivoclar (Komposit)	-0,197	0,332	0,589	0,970
	Merz (PMMA)	-0,062	0,192	0,499	0,368

n = 10 je Hersteller/Material

Hiernach resultierte als sehr klarer Befund, dass bei einem Verzicht auf den Putzdurchgang kein einziger Material-/Herstellervergleich einen signifikanten Effekt auf die profilometrischen Rauheitsparameter zeitigte. Hingegen ergaben sich bei Durchführung eines Putzdurchgangs prinzipiell gleiche signifikante Materialunterschiede wie oben für die Gesamtstichprobe dargestellt (s. Tab. B1, Tab. 8 im Abgleich mit Tab. B2, Tab. 10).

Allerdings war diesmal das PMMA der Firma Gebdi Dental nicht nur bezüglich des arithmetischen Mittenrauwertes Ra, sondern auch bei der gemittelten Rautiefe Rz dem Komposit von Candulor sowie dem PMMA von Merz überlegen (einfache Signifikanz, s. Tab.

B2). Letztendlich wies auch das Material Keramik der Firma Candulor noch einen zusätzlichen Überlegenheitsbefund auf, gegenüber dem Komposit von Ivoclar beim Parameter der maximalen Rautiefe R_{max} (einfache Signifikanz, s. Tab. B2).

Resümierend traten bei der Analyse der Interaktion Material/Hersteller*Putzdurchgang unter der separat betrachteten Bedingung des Putzens die aus der Gesamtstichprobenanalyse bereits bekannten Überlegenheiten von Candulor (Keramik) und Gebdi Dental (PMMA) gegenüber den anderen Materialien/Herstellern bei den Parametern der Oberflächenrauheit der Studienobjekte noch deutlicher zutage.

Es erscheint erwähnenswert, dass beide Hersteller/Materialien jeweils eine konditionierungsbedingte Veränderung des arithmetischen Mittenrauwertes (R_a) aufwiesen, die recht nahe null angesiedelt war (Candulor Bonartic: $0,001 \mu\text{m}$ und Gebdi Dental: $0,003 \mu\text{m}$).

5.2 Farbabstand Delta E

Dass sich Candulor (Keramik) von Ivoclar (Komposit), Gebdi Dental (PMMA) und von Merz (PMMA) durch ein niedrigeres Delta E unterschied, zeigt Tabelle 11.

Tabelle 11: Arithmetische Mittelwerte und Standardabweichungen des generellen Farbabstandes DeltaE zwischen Initialmessung (t1) und Messung nach Konditionierung (t2) bei den Herstellern/Materialien und Färbelösung

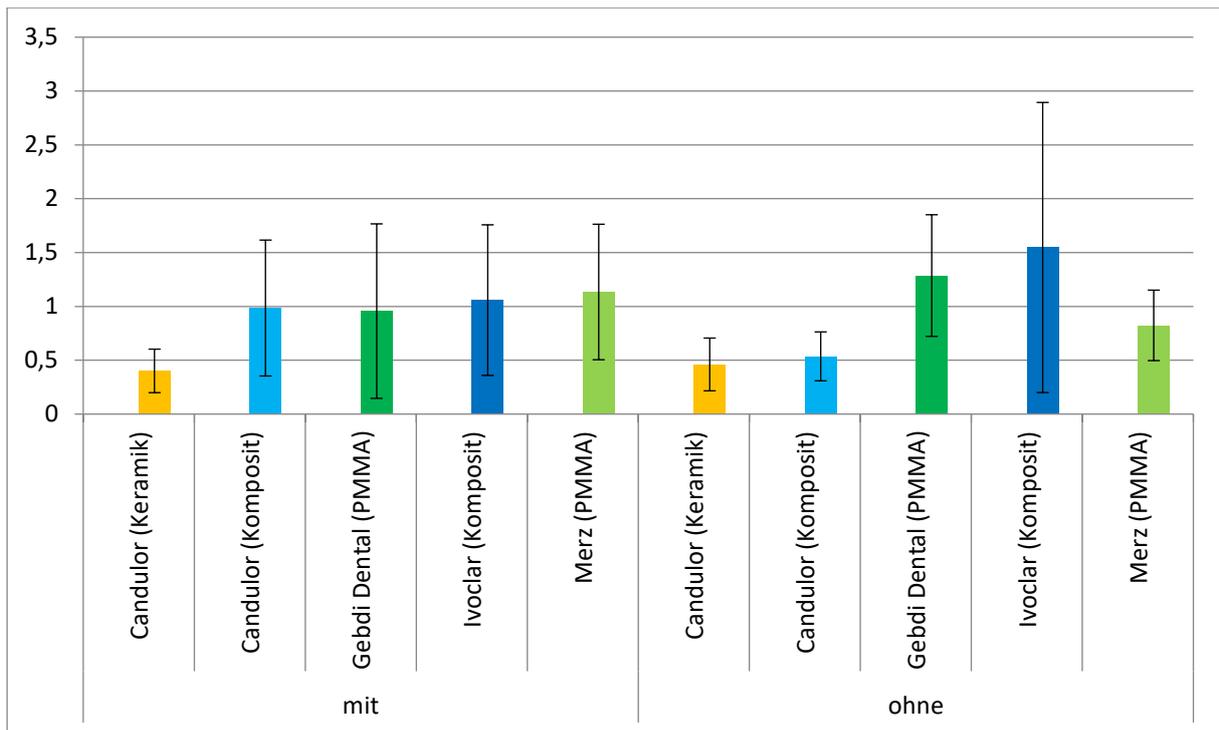
Faktor/Effekt	Kategorie	Mittelwert	Standard-abweichung
Hersteller/Material	Candulor (Keramik)	0,431	0,221
	Candulor (Komposit)	0,761	0,516
	Gebdi Dental (PMMA)	1,121	0,700
	Ivoclar (Komposit)	1,302	1,074
	Merz (PMMA)	0,979	0,513
Färbelösung	Kurkuma	1,609	0,984
	Kaffee	0,880	0,790
	Rotwein	0,779	0,379
	Coca-Cola	0,588	0,225
	Aqua destillata	0,738	0,493

n = 20 je Hersteller/Material
n = 20 je Flüssigkeit

Das Komposit von Candulor wies ebenfalls gegenüber demjenigen von Ivoclar einen sehr geringen generellen Farbabstandswert auf. Zusammenfassend war Candulor (Keramik) durch die relativ kleinsten und Ivoclar (Komposit) durch die relativ größten Farbveränderungen zwischen Initialmessung und Messung nach Konditionierung gekennzeichnet.

Bei den Färbelösungen zeigte Kurkuma mit großem, jeweils hochsignifikantem, Abstand vor allen übrigen Lösungen die größte zeitliche Farbveränderung. Für Kurkuma betrug Delta E (nahezu) das Doppelte des Veränderungswertes von Kaffee und Rotwein.

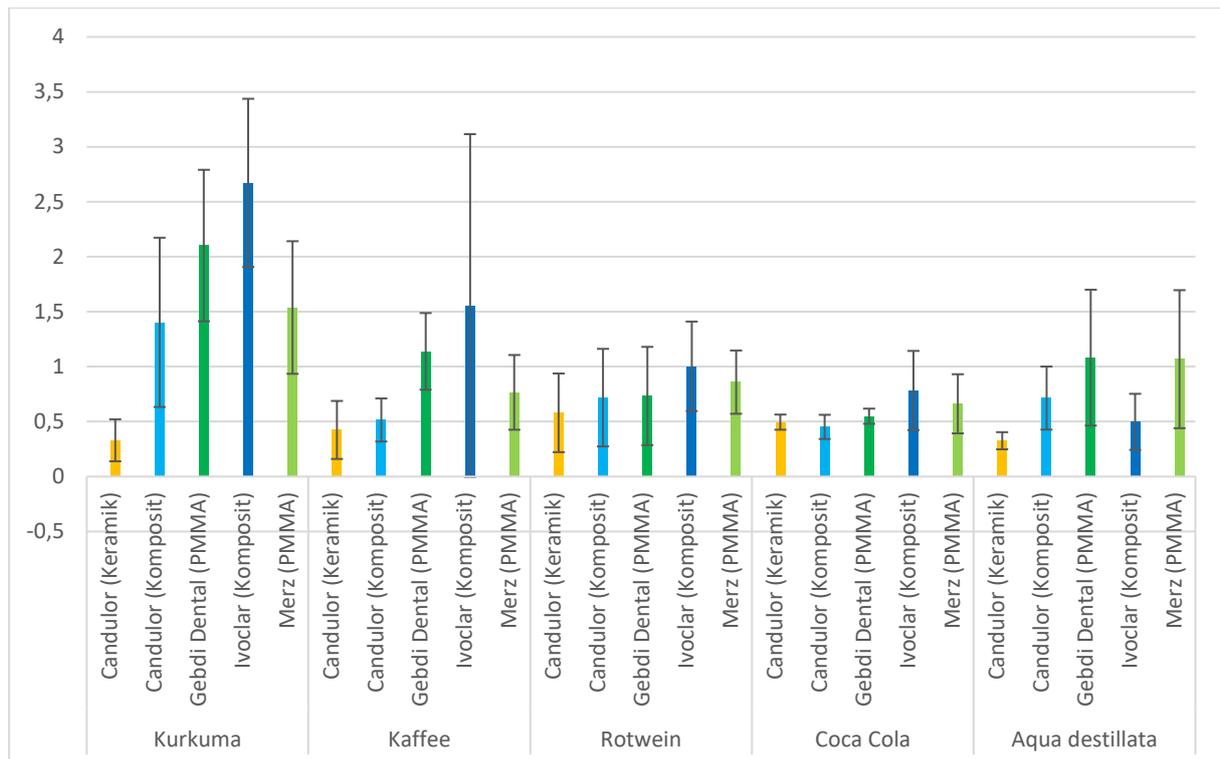
Als sporadische Einzeleffekte traten unter der Bedingung „ohne Putzdurchgang“ signifikant niedrigere Farbabstände von Candulor (Komposit) gegenüber Gebdi Dental (PMMA) und von Merz (PMMA) gegenüber Ivoclar (Komposit) hinzu (Tab. B3, Abb. 11a).



X-Achse: Gereinigte und ungereinigte Produkte; Y-Achse: Mittelwerte und Standardabweichungen von Delta E

Abb. 11a: Arithmetische Mittelwerte und Standardabweichungen des generellen Farbabstandes (Delta E) zwischen Initialmessung (t1) und Messung nach Konditionierung (t2) für die Hersteller und Materialien bei beiden Kategorien des Putzdurchgangs (a)

In Abb. 11a zeigt sich, dass der Putzvorgang für den keramischen Prothesenzahn Candulors, den Komposit-Prothesenzahn der Fa. Ivoclar und den acrylatischen Prothesenzahn der Fa. Gebdi Dental zu einem vergleichsweise reduzierten Farbabstandsanstieg (Delta E) während der Einlagerung zwischen t1 und t2 führte. Die größte Diskrepanz des generellen Farbabstandes in diesem Zeitraum wurde beim Komposit-Zahn Candulors festgestellt (ohne Putzen: 0,536 vs. mit Putzen: 0,985), der ohne Putzdurchgang lediglich von seiner keramischen Variante der gleichen Firma übertroffen wurde (Candulor Keramik: 0,461 vs. Candulor Komposit 0,536).



n = 10 je Hersteller/Material bei mit Putzen und ohne Putzen,
n = 4 je Hersteller/Material bei den einzelnen Färbelösungen
X-Achse: Produkte in den verschiedenen Färbelösungen
Y-Achse: Mittelwerte und Standardabweichungen von Delta E

Abb. 11b: Arithmetische Mittelwerte und Standardabweichungen des generellen Farbabstandes (Delta E) zwischen Initialmessung (t1) und Messung nach Konditionierung (t2) für die Hersteller und Materialien bei den Kategorien des Faktors Flüssigkeit/Färbelösung (b)

Abb. 11b illustriert, dass die mit Abstand größten Farbabstandsveränderungen bei den Proben festgestellt wurden, die in Kurkuma eingelagert worden waren. Alle anderen Flüssigkeiten verursachten Farbveränderungen, deren Delta E unterhalb von 1,5 angesiedelt waren. Lediglich Kaffee verursachte beim Zahn von Ivoclar ein etwas höheres Delta E (1,556).

Der keramische Prothesenzahn lieferte die besten Ergebnisse und wurde von Rotwein, wenn auch schwach, am stärksten verfärbt (0,58). Die größten Farbveränderungen wiesen die Ivoclar-Komposit-Zähne vor, und zwar für alle Flüssigkeiten mit Ausnahme von Aqua dest.

Die Varianzanalysen (mit N = 100) zur Testung der Haupteffekte der Designfaktoren Hersteller/Material, Putzdurchgang und Färbelösung sowie der Interaktionseffekte Hersteller/Material*Putzdurchgang, Hersteller/Material*Färbelösung, Putzdurchgang*Färbelösung und Hersteller/Material*Putzdurchgang*Färbelösung auf die Delta-E-Werte bzw. auf die Werte des generellen Farbabstandes zwischen Prä- und Postmessung erbrachten signifikante bis hochsignifikante Einflüsse für die Faktoren Hersteller/Material und Färbelösung, für die Wechselwirkung dieser beiden Einflussgrößen wie auch für die

Wechselwirkung von Hersteller/Material mit Putzdurchgang (Tab. 12). Die Eta²-Werte wiesen darauf hin, dass diesen signifikanten Einflussgrößen – bis auf die letztgenannte Interaktion – relativ gleich starke Wirkungen auf den Delta-E-Parameter zukamen, wobei die Färbelösung das relativ höchste Eta² zeigte.

Tabelle 12: Varianzanalyse zur Testung der Effekte der Designfaktoren Hersteller/Materialien, Färbelösung und Putzdurchgang und deren Interaktionsterme auf den generellen Farbabstand (Delta E) zwischen Initialmessung (t1) und Messung nach Konditionierung (t2)

Effekt/Faktor	F	df	p	Partielles Eta-Quadrat
Korrigiertes Modell	3,347***	49	<0,001	0,766
Hersteller/Material	9,478***	4	<0,001	0,431
Putzdurchgang	0,059	1	0,809	0,001
Färbelösung	13,335***	4	<0,001	0,516
Hersteller/Material * Putzdurchgang	3,369*	4	0,016	0,212
Hersteller/Material * Färbelösung	2,389**	16	0,010	0,433
Putzdurchgang * Färbelösung	1,455	4	0,230	0,104
Hersteller/Material * Putzdurchgang * Färbelösung	0,947	16	0,525	0,233

N = 100

F = Prüfgröße der Varianzanalyse

df = degrees of freedom

Partielles Eta-Quadrat (η^2) = Maß für die Effektstärke eines Faktors

p = Schwellenwert für signifikante Unterschiede

* signifikant ($p \leq 0.05$) ** sehr signifikant ($p \leq 0.01$) *** hochsignifikant ($p \leq 0.001$)

Um des Weiteren prüfen zu können, welche spezifischen Hersteller/Materialien und welche spezifischen Färbelösungen sich im Einzelnen von welchen spezifischen anderen Herstellern/Materialien bzw. Färbelösungen signifikant im Delta E unterschieden, wurde wiederum eine vollständige Serie multipler Einzelgruppenvergleiche per Bonferroni-t-Test für jeden dieser beiden Faktoren gerechnet. Die signifikanten Ergebnisse dieser Einzelkontraste zeigt Tabelle 13. Dabei wies das Material Keramik sehr signifikante bis hochsignifikante Differenzen gegenüber den übrigen Materialien auf – ausgenommen gegenüber dem Komposit der Firma Candulor.

Tabelle 13: Multiple Einzelkontraste/Mittelwertvergleiche per Bonferroni-Test innerhalb der Designfaktoren Hersteller/Material und Färbelösung bei den Delta-E-Werten: Signifikante Effekte (Testung auf Unterschiede zwischen den zeitlichen Farbabstandsmittelwerten je zweier Hersteller/Materialien bzw. je zweier Flüssigkeiten)

Faktor/Effekt	Kontrast		Statistik	
	Kategorie (I)	Kategorie (J)	Mittlere Differenz (I-J)	p
Hersteller/ Material	Candulor (Keramik)	Gebdi Dental (PMMA)	-0,690***	<0,001
		Ivoclar (Komposit)	-0,871***	<0,001
		Merz (PMMA)	-0,548**	0,009
	Candulor (Komposit)	Ivoclar (Komposit)	-0,542**	0,010
Färbelösung	Kurkuma	Kaffee	0,729***	<0,001
		Rotwein	0,830***	<0,001
		Coca-Cola	1,021***	<0,001
		Aqua destillata	0,871***	<0,001

n = 20 je Hersteller/Material, n = 20 je Flüssigkeit

p = Schwellenwert für signifikante Unterschiede

* signifikant ($p \leq 0.05$) ** sehr signifikant ($p \leq 0.01$) *** hochsignifikant ($p \leq 0.001$)

Der einfach signifikante Interaktionsterm Hersteller/Material*Putzdurchgang (s. o. Tab. 12) beförderte in der Hauptsache die Aussage zutage, dass die (s. o. Tab. 11 und Tab. 13) für Candulor (Keramik) beschriebenen Effekte einer nur relativ geringen Farbveränderung in verstärktem Maße an die Durchführung eines Putzdurchgangs gekoppelt waren: Ohne einen Putzdurchgang unterschied sich das Keramik-Material von Candulor lediglich signifikant von Gebdi Dental (PMMA) und Ivoclar (Komposit), während es mit Putzen gegenüber allen übrigen Materialien in sehr bis hochsignifikanter Weise die geringste Veränderung aufwies. Diesen Sachverhalt zeigen die Tabellen B3 (s. Anhang B) und Abb. 11a, wobei Tabelle B3 die signifikanten Ergebnisse der vollständigen Serie multipler Einzelkontraste zwischen den Herstellern/Materialien bei den einzelnen Kategorien des Putzfaktors enthält.

Tabelle 14: Multiple Einzelkontraste/Mittelwertvergleiche per Bonferroni-Test innerhalb des Designfaktors Hersteller/Material für die Delta-E-Werte bei den Kategorien des Faktors Färbelösungen/Flüssigkeiten: Signifikante Effekte (Testung auf Unterschied zwischen den zeitlichen Farbabstandsmittelwerten je zweier Hersteller/Materialien)

Flüssigkeit	Kontrast		Statistik	
	Hersteller/Material (I)	Hersteller/Material (J)	Mittlere Differenz (I-J)	p
Kurkuma	Candulor (Keramik)	Gebdi Dental (PMMA)	-1,772**	0,004
		Ivoclar (Komposit)	-2,342***	<0,001
	Candulor (Komposit)	Ivoclar (Komposit)	-1,269*	0,042

n = 4 je Hersteller/Material

p = Schwellenwert für signifikante Unterschiede

* signifikant ($p \leq 0.05$) ** sehr signifikant ($p \leq 0.01$) *** hochsignifikant ($p \leq 0.001$)

Erwähnt werden sollte zusätzlich, dass das Komposit von Ivoclar beim Haupteffekt des Hersteller- bzw. Materialfaktors (s. o. Tab. 11) sowie bei den beiden zuletzt beschriebenen Wechselwirkungen jeweils den relativ größten Farbabstand zwischen Initialmessung und Messung nach Konditionierung aufwies (Hersteller/Material*Putzdurchgang: s. o. Abb. 11a, s. hier Kategorie ohne Putzen; Hersteller/Material*Färbelösung: s. o. Abb. 11b, s. hier alle Kategorien außer Aqua destillata).

Was die sehr signifikante Wechselwirkung zwischen Hersteller/Material und Färbelösung angeht (s. o. Tab. 12), so zeigen die Abb. 11b und Tab. 14 den einfachen Sachverhalt, dass Hersteller- bzw. Materialunterschiede des zeitlichen Farbabstandes ausschließlich bei der Kurkuma-Lösung auftraten, also nur bei einer sehr stark färbenden Lösung. Dabei wies wiederum Candulor (Keramik) einen gegenüber Gebdi Dental (PMMA) und Ivoclar (Komposit) wesentlich geringeren Farbabstand auf, und Candulor (Komposit) zeigte ebenfalls in Relation zu dem Komposit von Ivoclar eine markant schwächere Farbveränderung.

5.3 Farbveränderungen L*, a* und b*

Durch eine multivariate Varianzanalyse (mit N = 100) wurde der generelle Effekt der Designfaktoren Hersteller/Material, Putzdurchgang und Färbelösung sowie der Interaktionsterme Hersteller/Material*Putzdurchgang, Hersteller/Material*Färbelösung und Hersteller/Material*Putzdurchgang*Färbelösung auf die Veränderung der Gesamtmenge der Farbraumparameter L*, a* und b* zwischen der Initialmessung (t1) und der Messung nach Konditionierung (t2) getestet. Dabei ergaben sich für die Einflussgrößen Hersteller/Material, Färbelösung, Hersteller/Material*Putzdurchgang und Hersteller/Material*Färbelösung hochsignifikante oder sehr signifikante Effekte (Hersteller/Material: F = 11.926, df = 2/127.288, p < 0,001***; Färbelösung: F = 8.019, df = 12/127.288, p < 0,001***; Hersteller/Material*Putzdurchgang: F = 2.454, df = 12/127.288, p = 0.007**; Hersteller/Material*Färbelösung: F = 1.932, df = 48/143.588, p = 0.002**) (Tab. 15).

Tabelle 15: Multivariate Varianzanalyse zur Testung der globalen Effekte der Designfaktoren bzw. der Interaktionsterme Hersteller/Material, Putzdurchgang und Färbelösung in jeweils zwei- und dreifacher Kombination auf die Veränderungen der Gesamtmenge der Farbraumparameter L*, a* und b* im Zeitverlauf (Initialmessung (t1) bis zur Messung nach Konditionierung (t2))

Effekt/Faktor	Wilks Lambda	F	df	p	Partielles Eta-Quadrat
Hersteller/Material	0,136	11,926***	12/127,288	<0,001	0,485
Putzdurchgang	0,987	0,209	3/48	0,890	0,013
Färbelösung	0,225	8,019***	12/127,288	<0,001	0,391
Hersteller/Material * Putzdurchgang	0,577	2,454**	12/127,288	0,007	0,168
Hersteller/Material * Färbelösung	0,227	1,932**	48/143,588	0,002	0,390
Putzdurchgang * Färbelösung	0,739	1,285	12/127,288	0,235	0,096
Hersteller/Material * Putzdurchgang * Färbelösung	0,371	1,182	48/143,588	0,224	0,281

N = 100

Wilks Lambda = Maß für die Höhe der Varianzaufklärung

(je kleiner λ , desto höher die Varianzaufklärung in den Farbraumparametern)

F = Prüfgröße der Varianzanalyse

df = degrees of freedom

p = Schwellenwert für signifikante Unterschiede

* signifikant (p ≤ 0.05) ** sehr signifikant (p ≤ 0.01) *** hochsignifikant (p ≤ 0.001)

Partielles Eta-Quadrat (η^2) = Maß für die Effektstärke eines Faktors/einer Interaktion

Der Haupteffekt für den Faktor Putzdurchgang sowie die Effekte der weiteren Wechselwirkungen blieben wiederum – wie bereits bei den Varianzanalysen für den Delta-E-Parameter – ohne Signifikanz. Die folgenden Analysen erlauben es, die Effekte im Einzelnen zu betrachten.

Tabelle 16: Varianzanalysen zur Testung der univariaten Effekte der Designfaktoren bzw. der Interaktionsterme Hersteller/Material, Putzdurchgang und Färbelösung in jeweils zwei- und dreifacher Kombination auf die Veränderungen der L*-, a*- und b*-Werte im Zeitverlauf (Initialmessung (t1) bis zur Messung nach Konditionierung (t2)) – Signifikante Effekte

Effekt/Faktor	Parameter	F	df	p	Partielles Eta-Quadrat
Korrigiertes Modell	L*	3,386***	49/50	<0,001	0,768
	b*	4,731***	49/50	<0,001	0,823
Hersteller/Material	L*	23,745***	4/50	<0,001	0,655
	a*	5,293***	4/50	0,001	0,297
	b*	8,681***	4/50	<0,001	0,410
Färbelösung	a*	3,751**	4/50	0,010	0,231
	b*	27,496***	4/50	<0,001	0,687
Hersteller/Material * Putzdurchgang	b*	4,584**	4/50	0,003	0,268
Hersteller/Material * Färbelösung	L*	1,868*	16/50	0,047	0,374
	b*	2,878**	16/50	0,002	0,479

N = 100

F = Prüfgröße der Varianzanalyse df = degrees of freedom

p = Schwellenwert für signifikante Unterschiede

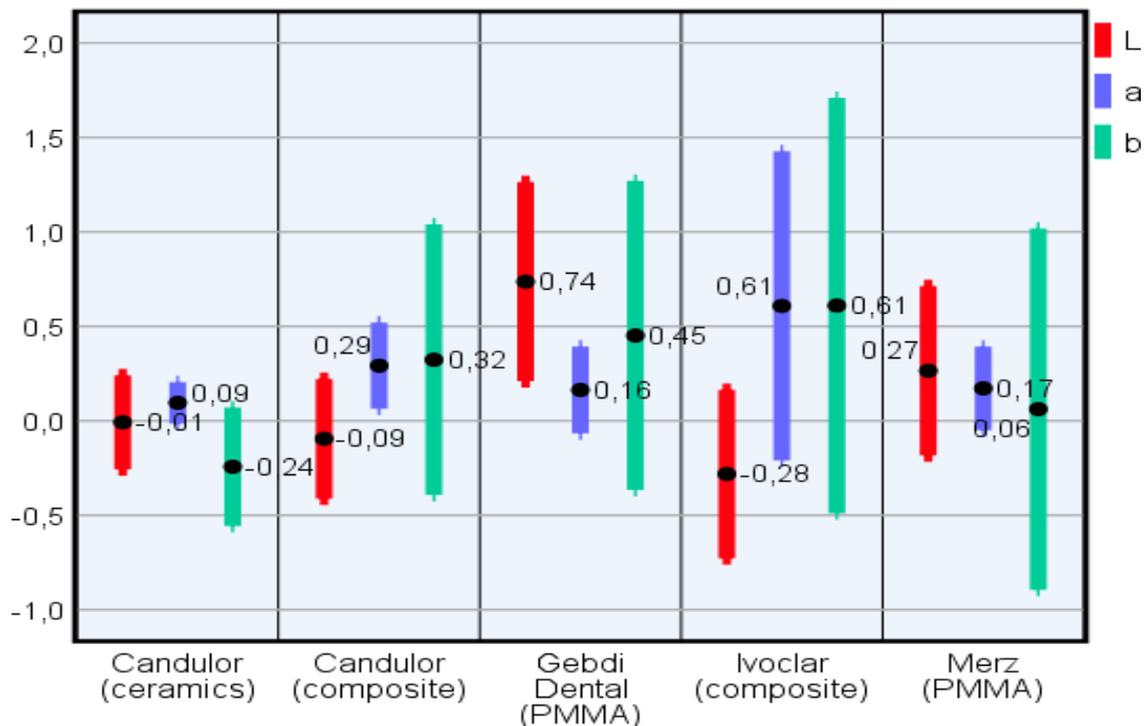
* signifikant ($p \leq 0.05$) ** sehr signifikant ($p \leq 0.01$) *** hochsignifikant ($p \leq 0.001$)

Partielles Eta-Quadrat (η^2) = Maß für die Effektstärke eines Faktors/einer Interaktion

Die Varianzanalysen zur Testung der univariaten, parameterspezifischen Effekte der genannten Einflussgrößen auf die t1-t2-Differenz der Farbraumparameter erbrachten signifikante Effekte für die gleichen Faktoren und Wechselwirkungen (Tab. 16; vgl. Tab. 15), wobei sich nur der Hersteller-/Materialfaktor auf alle drei Parameter (hoch-)signifikant auswirkte. Die Färbelösung nahm einen sehr oder hochsignifikanten Einfluss auf den Rot-Grün- und den Gelb-Blau-Wert, Hersteller/Material*Färbelösung einen signifikanten auf die Luminanz und sehr signifikanten auf den Gelb-Blau-Wert und Hersteller/Material*Putzdurchgang ebenfalls einen sehr signifikanten Einfluss auf den Gelb-Blau-Wert. Zusammenfassend deckte der Hersteller-/Materialfaktor in seiner Auswirkung den gesamten Farbraum mit allen Dimensionen ab. Die Gelb-Blau-Sättigung wurde durch alle signifikanten Einflussgrößen tangiert. Den Eta²-Werten war zu entnehmen, dass der Effekt des Faktors Färbelösung und der Interaktion Material*Färbelösung auf den Gelb-Blau-Wert sowie

der Effekt des Faktors Hersteller/Materialien auf die Helligkeit der untersuchten Objekte die drei stärksten Einflüsse innerhalb der eruierten signifikanten Wirkungen repräsentierten.

Die Abbildung 12 zeigt die Ergebnisse der Differenzen der L*a*b*-Parameter bezogen auf die verschiedenen Typen der Prothesenzähne zwischen Initialmessung (t1) und Messung nach Konditionierung (t2).



n = 20 je Hersteller/Material
 L* = Luminanz a* = grün-rote Komponenten b* = blau-gelbe Komponenten
 X-Achse: Produkte; Y-Achse: Mittelwerte und Standardabweichungen der Farbraumparameter L*, a* und b*

Abb. 12: Arithmetische Mittelwerte und Standardabweichungen der zeitlichen Differenzwerte (t1–t2) der Farbraumparameter L*, a* und b* bei den Herstellern/Materialien [Negative Differenzen bedeuten eine Abnahme der Helligkeit bzw. der grünen oder gelben Farbsättigung im Zeitverlauf]

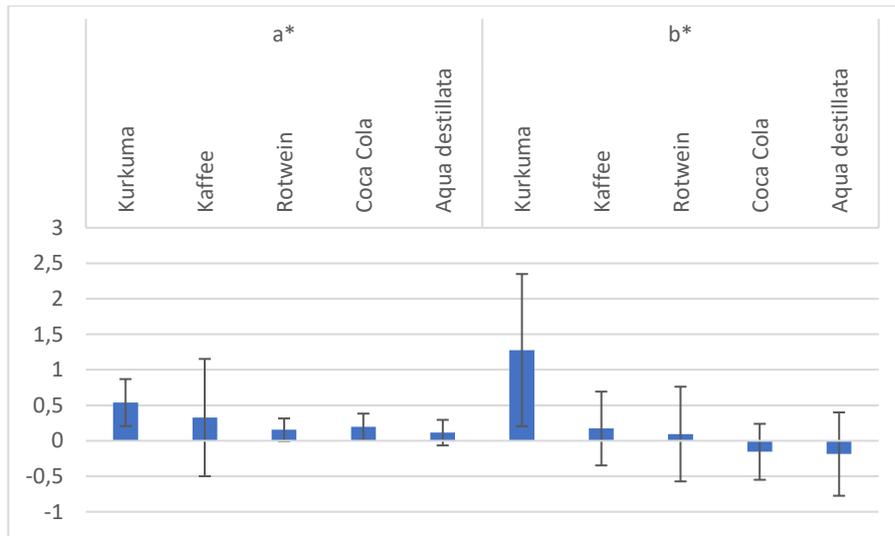
Um zu prüfen, welche spezifischen Hersteller/Materialien sich im Einzelnen von welchen spezifischen anderen signifikant im Ausmaß der Helligkeits- und Farbveränderungen unterschieden, wurde wiederum eine vollständige Serie multipler Einzelgruppenvergleiche (Einzelmaterialvergleiche) per Bonferroni-t-Test für jeden der drei Farbraumparameter gerechnet. Die signifikanten Ergebnisse dieser Einzelvergleiche zeigt Tabelle B4 (Anhang B).

Das Keramik- und das Komposit-Material von Candulor sowie das Ivoclar-Komposit wiesen eine recht geringfügige Helligkeitsabnahme im Zeitverlauf auf und differierten fast ausschließlich hochsignifikant von den in der Studie vertretenen PMMA-Materialien (von Gebdi

Dental und Merz), die beide durch eine Zunahme an Helligkeit gekennzeichnet waren (s. Tab. B4 und Abb. 12). Dabei waren die Veränderungswerte der Candulor-Produkte ziemlich nahe null angesiedelt. Des Weiteren wies Gebdi Dental (PMMA) – mit dem höchsten Wert der Helligkeitssteigerung innerhalb der Herstellerstichprobe – im Vergleich mit Merz (PMMA) und Ivoclar (Komposit) eine hochsignifikant höhere Veränderung der Luminanz zwischen Initialmessung und Messung nach Konditionierung auf.

Was die Grünsättigung der Untersuchungsobjekte angeht, so wies hier Candulor (Keramik) die relativ geringste Zunahme/Veränderung unter den Herstellern/Materialien auf und unterschied sich sehr signifikant von Ivoclar (Komposit), welches durch die stärkste Zunahme gekennzeichnet war. Auch Gebdi Dental (PMMA) und Merz (PMMA) zeigten eine sehr signifikant geringere Zunahme der grünen Farbsättigung in Relation zu Ivoclar (Komposit) (s. Anhang: Tab. B4 und Tab. Abb. 12).

Als einzigem Produkt konnte Candulor (Keramik) eine moderate Abnahme der gelben Farbsättigung im Zeitverlauf zugeordnet werden, was mit hoch- und sehr signifikanten Differenzen der Farbveränderung gegenüber Candulor (Komposit), Gebdi Dental (PMMA) und Ivoclar (Komposit) einherging, wobei letzteres Komposit die relativ stärkste Sättigungszunahme innehatte und sich zusätzlich von Merz (PMMA) signifikant unterschied.



X-Achse: Einfluss der Färbelösungen auf Farbraumparameter a* und b*
Y-Achse: Mittelwerte und Standardabweichungen

Abb. 13: Arithmetische Mittelwerte und Standardabweichungen der zeitlichen Differenzwerte (t1–t2) der Farbraumparameter a* und b* bei den Färbelösungen/Flüssigkeiten (n = 20) je Färbelösung [Negative Differenzen bedeuten eine Abnahme der grünen oder gelben Farbsättigung im Zeitverlauf]

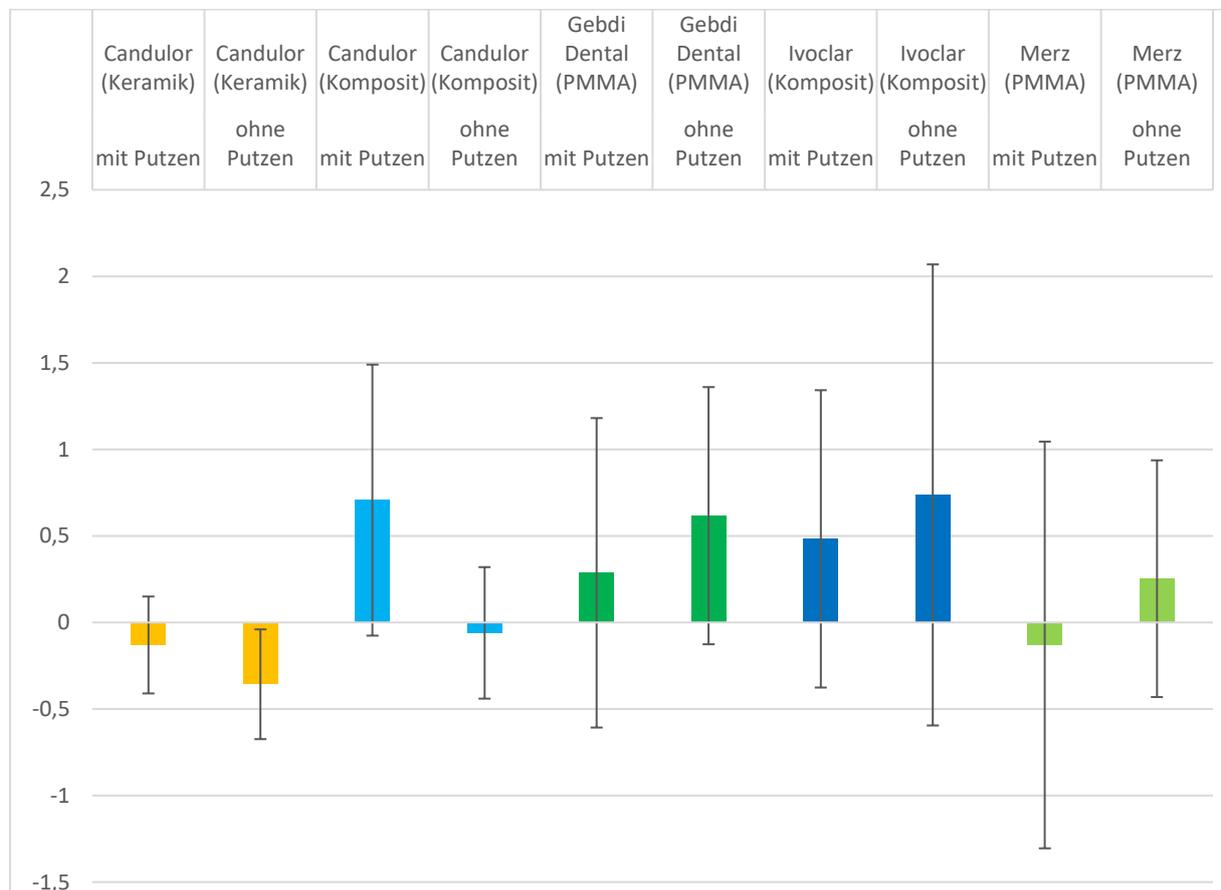
Der sehr oder hochsignifikante Einfluss des Faktors Flüssigkeit/Färbelösung auf die zeitlichen Veränderungen der Farbsättigungen bestand (s. oben Tab. 15 und 16), wie die Tab. 17 bzw. Abb. 13 zeigt, darin, dass der relativ höchste Wert der *grünen* und gelben Sättigungszunahme – welcher jeweils eindeutig der Kurkuma-Lösung zuzuordnen war – sich gegenüber den Sättigungswerten übriger Färbeflüssigkeiten signifikant (a*: vs. Rotwein, Aqua destillata) oder hochsignifikant (b*: vs. alle übrigen) unterschied.

Tabelle 17: Multiple Einzelkontraste/Mittelwertvergleiche per Bonferroni-Test zwischen den Kategorien des Designfaktors Flüssigkeit/Färbelösung bei den Farbraumparametern a* und b* (Testung auf Unterschied zwischen den zeitlichen Veränderungsmittelwerten je zweier Flüssigkeiten)

Parameter	Kontrast		Statistik	
	Färbelösung (I)	Färbelösung (J)	Mittlere Differenz (I-J)	p
a*	Kurkuma	Rotwein	0,423*	0,014
		Aqua destillata	0,383*	0,036
b*	Kurkuma	Kaffee	1,103***	<0,001
		Rotwein	1,182***	<0,001
		Coca-Cola	1,432***	<0,001
		Aqua destillata	1,463***	<0,001

n = 20 je Färbelösung
p = Schwellenwert für signifikante Unterschiede
* signifikant (p ≤ 0.05)
*** hochsignifikant (p ≤ 0.001)

Die sehr signifikante Wechselwirkung zwischen Herstellern/Materialien und Putzdurchgang (Tab. 15, 16) bezüglich des Farbraumparameters b^* bestand im Wesentlichen in dem Sachverhalt, dass nennenswerte Hersteller-/Materialeffekte dominant mit einem Putzverzicht einhergingen (Tab. B5 im Anhang, Abb. 14).



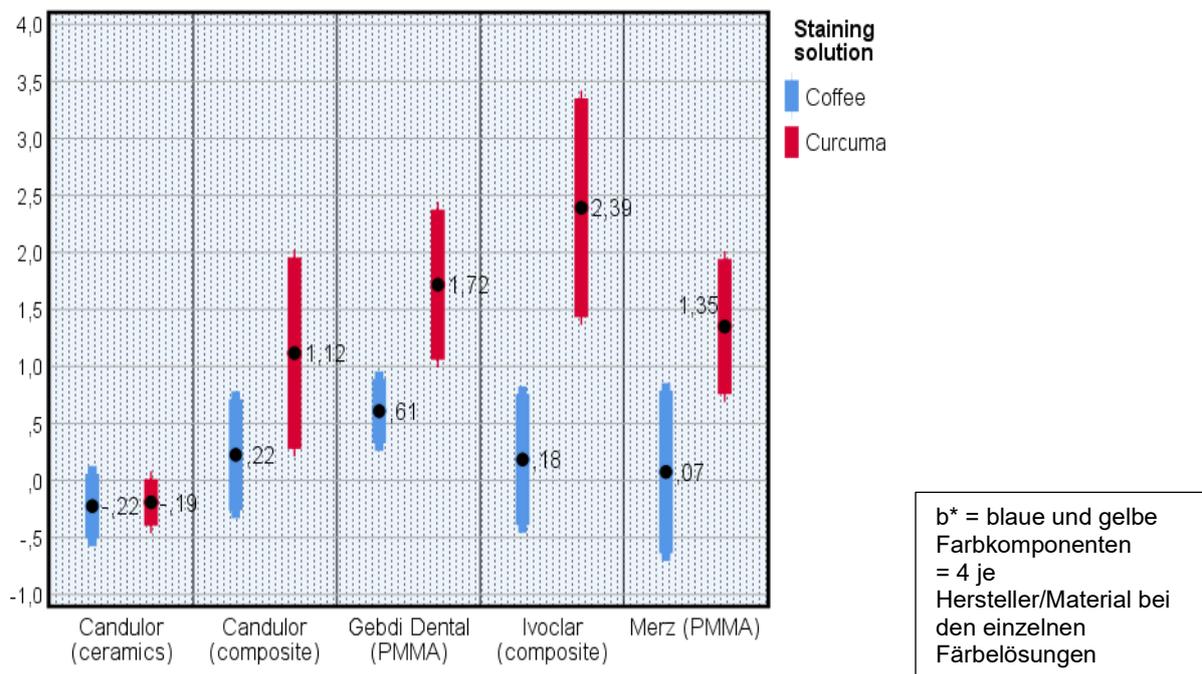
n = 10 je Hersteller/Material
X-Achse: Gereinigte und ungereinigte Produkte
Y-Achse: Mittelwerte und Standardabweichungen des Farbraumparameters b^*

Abb. 14: Arithmetische Mittelwerte und Standardabweichungen der zeitlichen Differenzwerte ($t_1 - t_2$) des Farbraumparameters b^* für die Hersteller/Materialien bei den Kategorien des Putzfaktors: „ohne“ und „mit Putzdurchgang“ [Negative Differenzen bedeuten eine Abnahme der gelben Farbsättigung im Zeitverlauf]

Unter der Bedingung „ohne Putzdurchgang“ differierte das Keramik-Material von Candulor, das vor dem Komposit von Candulor den stärksten Rückgang der gelben Farbsättigung im Zeitverlauf zu verzeichnen hatte, hochsignifikant oder signifikant von Ivoclar (Komposit), Gebdi Dental (PMMA) und Merz (PMMA), welche alle drei Zunahmen der Farbsättigung aufwiesen. Auch Candulor (Komposit) unterschied sich entsprechend von Ivoclar (Komposit) und Gebdi Dental (PMMA). Die größte Zunahme verzeichnete das Komposit von Ivoclar.

Unter der Bedingung „mit Putzdurchgang“ wies wiederum Candulor (Keramik), diesmal gemeinsam mit Merz (PMMA), eine zeitliche Reduktion der Gelbsättigung auf. Das Komposit von Candulor war demgegenüber hier jedoch durch die größte Steigerung dieser Farbvalenz charakterisiert, weshalb sich das Keramik- und das Komposit-Produkt der Fa. Candulor signifikant unterschieden. Das PMMA der Fa. Merz zeigte ebenfalls eine signifikante Differenz zum Komposit von Candulor. Das Keramik-Produkt von Candulor wies (als einziges) eine Abnahme der Gelbsättigung auf und unterschied sich signifikant bis hochsignifikant von den übrigen Produkten, die alle durch eine Zunahme der beim b^* -Parameter gekennzeichnet waren. Dabei war dem Komposit von Ivoclar wiederum der relativ höchste Anstieg bei der gelben Farbvalenz zwischen Initialmessung und Postkonditionierungsmessung zuzuordnen.

Betrachtet man die Ergebnisse der zeitlichen Differenzwerte ($t_1 - t_2$) des Farbraumparameters b^* für die unterschiedlichen Materialien bei den Kategorien der Flüssigkeiten Kaffee und Kurkuma, so zeigt Abb. 15, bzw. Tab. 18, dass Kurkuma alle getesteten Prothesenzähne, Candulors Keramik-Zahn ausgenommen, um ein Vielfaches stärker verfärbte als Kaffee.



X-Achse: Produkte in Kaffee und Kurkuma
Y-Achse: Mittelwerte und Standardabweichungen des Farbraumparameters b^*

Abb. 15: Arithmetische Mittelwerte und Standardabweichungen der zeitlichen Differenzwerte ($t_1 - t_2$) des Farbraumparameters b^* für die Hersteller/Materialien bei den Kategorien des Flüssigkeiten-/Färbelösungsfaktors [Negative Differenzen bedeuten eine Abnahme der gelben Farbsättigung im Zeitverlauf]

Tabelle 18: Multiple Einzelkontraste/Mittelwertvergleiche per Bonferroni-Test zwischen den Kategorien des Designfaktors Hersteller/Material für den Farbraumparameter b* bei den einzelnen Kategorien des Faktors Färbelösungen/Flüssigkeiten

Flüssigkeit	Kontrast		Statistik	
	Hersteller/Material (I)	Hersteller/Material (J)	Mittlere Differenz (I-J)	p
Kurkuma	Candulor (Keramik)	Candulor (Komposit)	-1,309*	0,050
		Gebdi Dental (PMMA)	-1,908**	0,005
		Ivoclar (Komposit)	-2,583***	<0,001
		Merz (PMMA)	-1,542*	0,020
Kaffee	Candulor (Keramik)	Gebdi Dental (PMMA)	-0,833*	0,038

n = 4 je Hersteller/Material

p = Schwellenwert für signifikante Unterschiede

* signifikant ($p \leq 0.05$) ** sehr signifikant ($p \leq 0.01$) *** hochsignifikant ($p \leq 0.001$)

Als signifikantes Einzelresultat differierte Candulor (Keramik) bei Anwendung der Färbelösung Kaffee ebenfalls vom PMMA der Fa. Gebdi Dental, wobei die Keramik wiederum als einziges Material eine Verringerung der gelben Farbvalenz zu verzeichnen hatte (Tab. 18, Abb. 15). Die Kaffee-Lösung hinterließ bei dem PMMA von Gebdi Dental die relativ stärkste Intensivierung der gelben Farbsättigung zwischen t1 und t2.

5.4 Glanz

Die univariate Varianzanalyse zur Testung der parameterspezifischen Effekte der Einflussgrößen Hersteller/Material, Putzdurchgang und Färbelösung sowie der Interaktionsterme Hersteller/Material*Putzdurchgang, Hersteller/Material*Färbelösung und Hersteller/Material*Putzdurchgang*Färbelösung auf die t1–t2-Differenz des Glanzparameters verwies auf hochsignifikante Einflüsse der Hersteller bzw. Materialien sowie der Anwendung der Färbeflüssigkeiten wie auch auf einen signifikanten bzw. hochsignifikanten Effekt der Wechselwirkung des Materialfaktors mit dem Putzdurchgang bzw. mit den Färbelösungen (Tab. 19).

Den Eta²-Werten ist zu entnehmen, dass dem Effekt des Faktors Hersteller/Material und der Interaktion Hersteller/Material*Färbelösung unter den eruierten signifikanten Einflussgrößen die relativ größten Wirkungsstärken zukamen.

Tabelle 19: Varianzanalyse zur Testung der Effekte der Designfaktoren bzw. der Interaktionsterme Hersteller/Material, Putzdurchgang, Färbelösung in jeweils zwei- und dreifacher Kombination auf die Veränderungen der Glanzdifferenz im Zeitverlauf (Initialmessung (t1) bis zur Messung nach Konditionierung (t2))

Effekt/Faktor	F	df	p	Partielles Eta-Quadrat
Korrigiertes Modell	5,271***	49/50	<0,001	0,838
Hersteller/Material	20,868***	4/50	<0,001	0,625
Putzdurchgang	0,219	1/50	0,642	0,004
Färbelösung	5,214***	4/50	0,001	0,294
Hersteller/Material * Putzdurchgang	2,854*	4/50	0,033	0,186
Hersteller/Material * Färbelösung	4,667***	16/50	<0,001	0,599
Putzdurchgang * Färbelösung	1,366	4/50	0,251	0,092
Hersteller/Material * Putzdurchgang * Färbelösung	0,294	16/50	0,689	0,009

N = 100

F = Prüfgröße der Varianzanalyse

df = degrees of freedom

p = Schwellenwert für signifikante Unterschiede

* signifikant ($p \leq 0.05$) *** hochsignifikant ($p \leq 0.001$)

Partielles Eta-Quadrat (η^2) = Maß für die Effektstärke eines Faktors

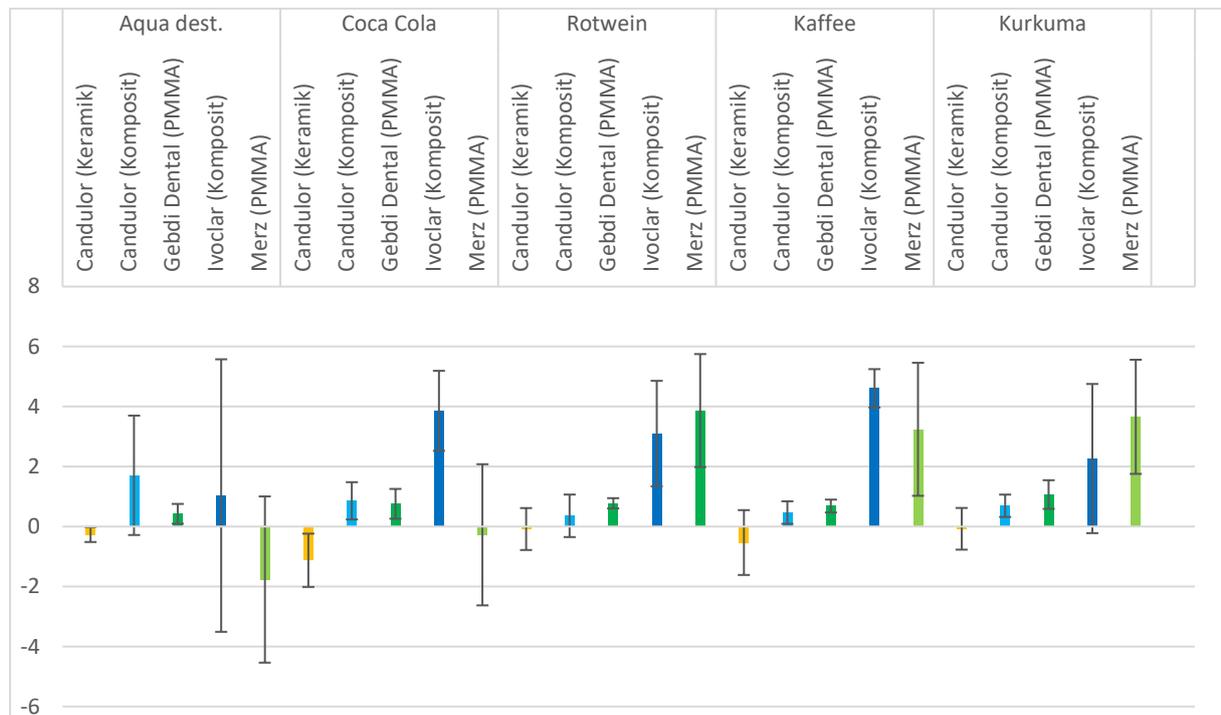
Tabelle 20: Arithmetische Mittelwerte und Standardabweichungen der Differenz des *Gloss Units*-(GU-)Parameters zwischen Initialmessung (t1) und Messung nach Konditionierung (t2) bei den Herstellern/Materialien und den Färbelösungen [Negative Differenzwerte stehen für eine Glanzreduktion im Zeitverlauf]

Faktor/Effekt	Kategorie	Mittelwert	Standardabweichung
Hersteller/Material	Candulor (Keramik)	-0,417	0,796
	Candulor (Komposit)	0,817	1,025
	Gebdi Dental (PMMA)	0,742	0,385
	Ivoclar (Komposit)	2,973	2,588
	Merz (PMMA)	1,745	3,105
Färbelösung	Aqua destillata	0,227	2,573
	Coca-Cola	0,815	2,091
	Rotwein	1,603	1,957
	Kaffee	1,693	2,219
	Kurkuma	1,522	1,867

n = 20 je Hersteller/Material
n = 20 je Flüssigkeit

Bei den multiplen Einzelvergleichen der Differenz des *Gloss Units*-(GU-)Parameters zwischen Initialmessung (t1) und Messung nach Konditionierung (t2) bei den Herstellern/Materialien und den Färbelösungen unterschied sich Candulor (Keramik) – als einziges Material mit einer moderaten Glanzreduktion – signifikant bis hochsignifikant von allen anderen Produkten. Hierbei insbesondere von Ivoclar (Komposit) sowie von Merz (PMMA), welche die relativ höchsten Anstiege der *Gloss Units* zwischen Initial- und Postkonditionierungsmessung aufwiesen (Tab. B6 und Tab. 20). Das Komposit von Ivoclar wies darüber hinaus – seinem Spitzenwert bei der zeitlichen Glanzsteigerung entsprechend – hochsignifikante Differenzen gegenüber dem Komposit von Candulor sowie dem PMMA von Gebdi Dental auf und ebenfalls noch einen einfach signifikanten Unterschied gegenüber dem PMMA-Produkt der Fa. Merz, welches den zweithöchsten Wert der Glanzveränderung innehatte. Bei den Färbelösungen unterschied sich lediglich Aqua destillata mit der geringsten zeitlichen Glanzsteigerung signifikant bis sehr signifikant von allen anderen Flüssigkeiten, außer von Coca-Cola. Unter Kaffee und Rotwein vollzogen sich die relativ stärksten Zunahmen der *Gloss Units*.

Die Abbildung 16 zeigt die Ergebnisse der Differenzen des GU-Parameters bezogen auf die verschiedenen Typen der Prothesenzähne zwischen Initialmessung (t1) und Messung nach Konditionierung (t2) bei den verschiedenen Flüssigkeiten Aqua dest., Coca-Cola, Rotwein, Kaffee und Kurkuma. Die multiplen Einzelvergleiche mit Signifikanzen finden sich im Anhang B (Tab. B7).



n = 4 je Hersteller/Material bei den Färbelösungen
 X-Achse: Produkte in den verschiedenen Färbelösungen; Y-Achse: Mittelwerte und Standardabweichungen [GU]

Abb. 16: Arithmetische Mittelwerte und Standardabweichungen der Differenz des GU-Parameters zwischen Initialmessung (t1) und Messung nach Konditionierung (t2) für die Hersteller/Materialien bei den Kategorien des Flüssigkeitsfaktors [Negative Differenzwerte stehen für eine Glanzreduktion im Zeitverlauf]

Candulor (Keramik) zeigte als einziges Produkt eine Glanzreduktion und somit einen signifikant kleineren Wert als Candulor (Komposit); Ivoclar (Komposit) zeigte die relativ höchsten Glanzanstiege und war diesbezüglich signifikant bis hochsignifikant oberhalb Candulor (Keramik), Candulor (Komposit), Gebdi Dental (PMMA) und Merz (PMMA) angesiedelt (Tab. B7, Abb. 16). (Ausnahme: Nur bei Rotwein war Merz stärker als Ivoclar angestiegen.) Lediglich bei Rotwein und Kaffee gab es zwei zusätzliche, beim Haupteffekt des Materialfaktors nicht vorhandene Produktunterschiede: Hier zeigte Merz (PMMA) eine sehr bis hochsignifikant stärkere Glanzerhöhung als Candulor (Komposit) und Gebdi Dental (PMMA).

Resümierend schienen eine Reihe der signifikanten Produktunterschiede des Hersteller-/Materialfaktors mit der Anwendung bestimmter Färbeflüssigkeiten (Coca-Cola, Rotwein, Kaffee) in Zusammenhang zu stehen (Tab. B7).

5.5 Abrasion

Bei den fünf untersuchten Zahnprodukten für den Seitenzahnbereich Candulor Bonartic CT Porcelaine, Merz Artegral SZ, Gebdi Tribos 501 PM, Shofu HC Veracia und Ivoclar Posterior standen von jeweils 10 Proben (von Candulor Bonartic standen lediglich neun Proben zur Verfügung, s. Diskussion) deren Mittelwerte, Spannweiten, Minima und Maxima der per Laserscan ermittelten Abrasion als Analysedaten zur Verfügung. Für diese Parameter, die sich im Kolmogorov-Smirnov-Test insgesamt als nicht-normalverteilt erwiesen hatten, wurden zunächst die Mediane und Quartilabstände berechnet, wie Tabelle 21 zeigt.

Tabelle 21: Mediane und Streuungen der Mittelwerte, Spannweiten, Minima und Maxima der Abrasion der einzelnen Zähne der Produkte der verschiedenen Hersteller

Hersteller/Produkt/Material	Parameter	Med	QA
Candulor Bonartic CT Porcelaine 06	Mittelwert	0,225	0,036
	Spannweite	0,351	0,074
	Minimum	0,050	0,000
	Maximum	0,401	0,074
Merz Artegral SZ IXL	Mittelwert	0,179	0,003
	Spannweite	0,259	0,005
	Minimum	0,050	0,000
	Maximum	0,309	0,005
Gebdi Tribos 501 PM	Mittelwert	0,239	0,087
	Spannweite	0,061	0,021
	Minimum	0,207	0,083
	Maximum	0,271	0,096
Shofu HC Veracia	Mittelwert	0,343	0,293
	Spannweite	0,095	0,106
	Minimum	0,294	0,221
	Maximum	0,393	0,363
Ivoclar Post N46	Mittelwert	.	
	Spannweite	.	
	Minimum	0,987	0,189
	Maximum	.	

Med = Median
QA = Quartilabstand

Hiernach erfolgte der stärkste mittlere Abtrag, mit nur recht geringer Spannweite der Messwerte, beim Shofu HC Veracia, gefolgt vom Gebdi Tribos 501 PM mit ebenfalls geringer Streuung. Die geringste Abrasion hatte der Merz Artegral SZ bei moderater Spannweite aufzuweisen.

Die höchsten mittleren Maxima fanden sich beim Candulor Bonartic CT Porcelaine 06 und beim Shofu HC Veracia; die geringsten Minima zeigten der Candulor Bonartic CT Porcelaine gleichauf mit dem Merz Artegral SZ. Zusammenfassend konnten – nach der Sichtung der deskriptiv-statistischen Kennwerte – der Merz Artegral SZ als der Zahn mit den relativ besten und der SR Phonares II von Ivoclar als der Zahn mit den schlechtesten Abrasionswerten bezeichnet werden. Für Ivoclar standen lediglich die Minima zur Verfügung, die bereits mit 0,987 µm höher angesiedelt waren als die Mittelwerte und Maxima der anderen Produkte.

Dass die beschriebenen Unterschiede zwischen den Zahnprodukten nicht nur deskriptiver oder zufälliger Natur waren, konnte zunächst durch den Kruskal-Wallis-H-Test aufgewiesen werden (Tab. 22), nach welchem die Hersteller/Produkte/Materialien bei allen vier Parametern hochsignifikant differierten.

Tabelle 22: Kruskal-Wallis-H-Test auf generellen signifikanten Unterschied zwischen den Herstellern/Produkten bezüglich deren Mittelwerten, Spannweiten, Minima und Maxima der Abrasion der einzelnen Zähne (Omnibustest)

Parameter	N	X ²	df	p
Mittelwert	38	24,328***	3	0.000
Spannweite	38	32,068***	3	0.000
Minimum	50	45,537***	4	0.000
Maximum	38	17,047***	3	0.001

N = Gültige Fallzahl / Stichprobengröße
X²= Chi-Quadrat; transformierte Prüfgröße des KW-Tests
df = degrees of freedom
p = Schwellenwert für signifikante Unterschiede
* signifikant (p ≤ 0.05) *** hochsignifikant (p ≤ 0.001)

Auch die in Tabelle 23 dargestellten Ergebnisse der multiplen Gruppenvergleiche bestätigen die bisher getroffenen Aussagen.

Tabelle 23: Wilcoxon-Mann-Whitney-U-Test: Multiple Gruppenvergleiche für die Hersteller/Produkte/Materialien: Einzelkontraste mit den übrigen Herstellern/Produkten

Candulor Bonartic CT Porcelaine 06:

Candulor Bonartic CT Porcelaine 06 versus ...	Parameter	U	p
Merz Artegral SZ IXL	Mittelwert	0***	<0,001
	Spannweite	0***	<0,001
	Minimum	45	1,000
	Maximum	0***	<0,001
Gebdi Tribos 501 PM	Mittelwert	38	0,859
	Spannweite	0***	<0,001
	Minimum	0***	<0,001
	Maximum	2***	0,001
Shofu HC Veracia	Mittelwert	1***	0,001
	Spannweite	0***	<0,001
	Minimum	0***	<0,001
	Maximum	37	0,790
Ivoclar Post N46	Minimum	0***	<0,001

Merz Artegral SZ IXL:

Merz Artegral SZ IXL versus ...	Parameter	U	p
Gebdi Tribos 501 PM	Mittelwert	20*	0,023
	Spannweite	0***	<0,001
	Minimum	0***	<0,001
	Maximum	31	0,151
Shofu HC Veracia	Mittelwert	0***	<0,001
	Spannweite	0***	<0,001
	Minimum	0***	<0,001
	Maximum	30	0,130
Ivoclar Post N46	Minimum	0***	<0,001

Gebdi Tribos 501 PM:

Gebdi Tribos 501 PM versus ...	Parameter	U	p
Shofu HC Veracia	Mittelwert	14**	0,007
	Spannweite	20*	0,023
	Minimum	13**	0,005
	Maximum	15**	0,008
Ivoclar Post N46	Minimum	0***	<0,001

Shofu HC Veracia:

Shofu HC Veracia versus ...	Parameter	U	p
Ivoclar Post N46	Minimum	0***	<0,001

n = 10 je Gruppe
 U = Prüfgröße des MW-Tests
 p = Schwellenwert für signifikante Unterschiede
 * signifikant ($p \leq 0.05$)
 ** sehr signifikant ($p \leq 0.01$)
 *** hochsignifikant ($p \leq 0.001$)

Der Merz Artegral SZ IXL unterschied sich bei den multiplen Einzelvergleichen infolge des niedrigsten mittleren Abtragswertes signifikant bis hochsignifikant von jedem einzelnen der übrigen Produkte. Der Shofu HC Veracia – gegenüber Merz Artegral als das Produkt mit der höchsten mittleren Abrasion positioniert – differenzierte sich ebenfalls entsprechend seiner Position von allen anderen einzelnen Zahnmodellen. Der Gebdi Tribos 501 PM und der Candulor Bonartic CT Porcelaine – als die bei der mittleren Abrasionshöhe zwischen Merz und Shofu lokalisierten Prothesenzähne – zeigten diesbezüglich untereinander keine signifikante Differenz, unterschieden sich aber substantiell von den übrigen Produkten.

Beim Gebdi Tribos 501 PM und Shofu HC Veracia wurden die relativ geringsten Streuungen bzw. Spannweiten der gemessenen Abrasionswerte festgestellt – die sich beide von den Spannweiten der anderen Zähne jeweils hochsignifikant unterschieden –, was dafür sprechen kann, dass die Abtragsmittelwerte dieser Produkte recht gute Schätzungen der „wahren“ mittleren Parameterausprägungen darstellten. Die höchste Spannweite wurde im Übrigen beim Candulor Bonartic CT Porcelaine 06 registriert.

Anzumerken bleibt noch, dass der Median der gemessenen Abrasionsminima des Produktes Ivoclar Post N46 hochsignifikant höher ausgeprägt war als die Abrasionsmittelwerte und Abrasionsmaxima aller übrigen Produkte.

5.6 Zusammenfassung der Ergebnisse

Rauheit: Der Keramik-Frontzahn unterschied sich mit minimalem Rauheitszuwachs (R_a) oder gar einer Verminderung der Rauheit (R_z und R_{max}) signifikant bis hochsignifikant von den übrigen Materialien. Lediglich die PMMA-Variante Gebdi Dentals hatte keine signifikant schlechteren Ergebnisse: Gegenüber beiden Kompositen-Zähnen (R_a) wie auch dem PMMA von Merz (R_a) zeichnete sich im signifikanten bis hochsignifikanten Maß eine geringere Rauheitssteigerung ab. Den stärksten Rauheitszuwachs hatte der Komposit-Zahn Candulors.

Delta E: Bei der material- und flüssigkeitsbezogenen Analyse des generellen Farbabstandes zeigte der keramische Prothesenzahn, ausgenommen gegenüber dem aus Komposit aufgebauten Prothesenfrontzahn der gleichen Firma, sehr signifikante bis hochsignifikante Differenzen gegenüber den übrigen Materialien. Das Komposit von Candulor präsentierte ebenfalls gegenüber demjenigen der Fa. Ivoclar einen sehr geringen generellen Farbabstandswert; dieser war durch die relativ größten Farbveränderungen charakterisiert.

$L^*a^*b^*$: Obwohl die Helligkeitsabnahme der Candulor-Produkte bezüglich der Luminanzanalyse (L^*) nahe null angesiedelt war und auch die Helligkeitsabnahme des Komposit-Prothesenzahns Ivoclars geringfügig ausfiel, unterschieden sie sich beinahe ausschließlich hochsignifikant von den acrylatischen Produkten Gebdis und Merz, welche durch eine Helligkeitszunahme charakterisiert waren. Zwischen diesen wies Gebdi Dental im Vergleich mit Merz eine hochsignifikant höhere Veränderung der Luminanz vor. Bezüglich der Grünsättigung der Untersuchungsobjekte präsentierte der keramische Prothesenzahn Candulors die relativ geringste Zunahme und differierte sehr signifikant vom Komposit-Zahn Ivoclars, der die stärkste Verfärbungszunahme im a^* -Sektor vorzuweisen hatte. Auch die PMMA-Prothesenzähne Gebdis und Merz präsentierten sehr signifikant geringere Zunahmen der grünen Farbsättigung in Relation zu Ivoclar. Lediglich Candulors keramischer Zahn führte eine moderate Abnahme der gelben Farbsättigung im Zeitverlauf vor. Dies geschah im hoch- und sehr signifikantem Ausmaß gegenüber Candulor (Komposit), Gebdi Dental (PMMA) und Ivoclar (Komposit). Dabei zeigte letzteres Komposit die relativ stärkste Zunahme im b^* -Bereich und unterschied sich zusätzlich von Merz (PMMA) signifikant.

Glanz: Die höchsten Anstiege der *Gloss Units* hatte Ivoclar. Der Komposit-Prothesenzahn wies einen einfach signifikanten Unterschied gegenüber dem PMMA-Produkt der Fa. Merz auf, welches den zweithöchsten Wert der Glanzveränderung innehatte und hochsignifikante Differenzen gegenüber dem Komposit von Candulor sowie dem PMMA von Gebdi Dental. Candulor (Keramik) zeichnete sich im signifikanten bis hochsignifikanten Maße von allen

anderen Produkten ab und präsentierte als einziger Prothesenzahn eine moderate Glanzreduktion.

Im Zuge der künstlichen Alterung, zu der die Thermozyklierung, die Reinigungsprozesse und die Lagerung der Prothesenzähne in unterschiedlichen Färbelösungen gezählt werden, sind einige Materialunterschiede aufgetreten.

Reinigungsprozesse

Rauheit: Der Putzdurchgang war vergleichsweise mit einem deutlichen Anstieg an Oberflächenrauheit verbunden.

Delta E: Die für den keramischen Candulor-Frontzahn beschriebene geringe Farbveränderung war mit dem Putzdurchgang in Verbindung zu bringen, welche ihn gegenüber den anderen Garnituren in sehr bis hochsignifikanter Weise bezüglich Delta E abgrenzte. Auch bei der Komposit-Variante der Fa. Ivoclar und dem acrylatischen Prothesenzahn von Gebdi Dental verursachte der Putzvorgang einen vergleichsweise reduzierten Farbabstandsanstieg, während bei den übrigen Prothesenzähnen das Gegenteil festgestellt wurde. Der höchste Anstieg des Delta E wurde beim Komposit-Zahn Candulors gemessen. Ohne Putzdurchgang wurde dieser lediglich von seiner keramischen Variante der gleichen Firma übertroffen.

L*a*b*: Die Kategorie Hersteller/Material*Putzdurchgang zeigte insofern einen sehr signifikanten Einfluss auf den Gelb-Blau-Wert (b*), als ein Putzverzicht Materialunterschiede darstellte: Bei der nicht gereinigten Gruppe unterschied sich das Keramik-Material von Candulor, gefolgt vom Komposit-Prothesenzahn von Candulor, hochsignifikant oder signifikant von Ivoclar (Komposit), Gebdi Dental (PMMA) und Merz (PMMA). Diese drei Garnituren verzeichneten Zunahmen der Farbsättigung. Auch Candulor (Komposit) grenzte sich von Ivoclar (Komposit) und Gebdi Dental (PMMA) signifikant bzw. sehr signifikant ab. Die höchste gelbe Farbsättigung hatte der Prothesenzahn der Fa. Ivoclar.

Bei der Kategorie „mit Putzdurchgang“ wies lediglich Candulors Keramik-Prothesenzahn, gefolgt von Merz (PMMA), eine zeitliche Reduktion der Gelbsättigung auf, welche diese Garnitur signifikant bis hochsignifikant von den übrigen Produkten abgrenzte, die höhere Gelbsättigungen vorwiesen. Candulors Komposit-Prothesenzahn konnte die größte Sättigung im b*-Spektrum zugeordnet werden, so dass Candulors Keramik - und Merz PMMA-Prothesenzahn signifikante Differenzen dazu zeigten.

Färbelösungen:

Delta E: Bezüglich Delta E wies die Kurkuma-Lösung mit jeweils hochsignifikantem Abstand vor allen übrigen Lösungen die größte zeitliche Farbveränderung vor; nahezu das Doppelte des Veränderungswertes von Kaffee und Rotwein wurde erzielt. Hersteller- bzw. Materialunterschiede des zeitlichen Farbabstandes traten ausschließlich bei dieser auf. Am deutlichsten wurden die Ivoclar-Komposit-Zähne für alle Flüssigkeiten, Aqua dest. ausgenommen, verfärbt und wiesen gegenüber der Keramik-Variante der Fa. Candulor, gemeinsam mit der PMMA-Garnitur Gebdi Dentals, einen wesentlich höheren Farbabstand vor. Auch Candulors Komposit-Prothesenzahn wurde im Vergleich zu Ivoclar deutlich schwächer verfärbt. Rotwein verfärbte, wenn auch schwach, den Zahn mit den besten Ergebnissen – den keramischen – am stärksten.

L*a*b*: Auf den Rot-Grün- (a^*) und den Gelb-Blau-Wert (b^*) nahmen die Färbelösungen allein einen sehr oder hochsignifikanten Einfluss, welche die deutlichsten gemessenen Effekte darstellten und jeweils eindeutig der Kurkuma-Lösung zuzuordnen waren. Gegenüber den Sättigungswerten der anderen Färbeflüssigkeiten unterschied sich dieses Gemisch signifikant (a^* : vs. Rotwein, Aqua destillata) oder hochsignifikant (b^* : vs. alle übrigen). In Kombination mit dem Faktor Hersteller/Material wirkten sich die Färbelösungen signifikant auf die Luminanz und sehr signifikant auf den Gelb-Blau-Wert aus. Beim acrylatischen Prothesenzahn von Gebdi Dental hinterließ Kaffee die stärkste Intensivierung der gelben Farbsättigung.

Glanz: Eine Reihe der signifikanten Produktunterschiede des Hersteller-/Materialfaktors standen mit der Anwendung bestimmter Färbeflüssigkeiten (Coca-Cola, Rotwein, Kaffee) in Zusammenhang. Unter den Färbelösungen differenzierte sich Aqua destillata mit der geringsten zeitlichen Glanzsteigerung signifikant bis sehr signifikant von den anderen Flüssigkeiten, mit Ausnahme von Coca-Cola. Kaffee und Rotwein verursachten die relativ stärksten Zunahmen der *Gloss Units* und lösten zwei zusätzliche, beim Haupteffekt des Materialfaktors nicht vorhandene Produktunterschiede, aus: Merz (PMMA) zeitigte eine sehr bis hochsignifikant stärkere Glanzsteigerung als Candulor (Komposit) und Gebdi Dental (PMMA). Rotwein steigerte die GU beim acrylatischen Prothesenzahn der Fa. Merz stärker als bei Ivoclar.

Abrasion: Resümierend lässt sich feststellen, dass der Merz Artegral SZ am besten und der SR Phonares II von Ivoclar am schlechtesten bei den Verschleißversuchen abschnitten: Der Merz Artegral SZ IXL grenzte sich mit dem niedrigsten mittleren Abtragswert signifikant bis hochsignifikant von jedem einzelnen der übrigen Produkte ab. Vergleichbar mit dem Candulor Bonartic CT Porcelaine hatte der OMP-N Prothesenseitenzahn die geringsten Minima vorzuweisen. Der Median der gemessenen Abrasionsminima des Produktes Ivoclar Post N46 war hochsignifikant höher ausgeprägt als die Abrasionsmittelwerte und Abrasionsmaxima aller übrigen Produkte.

6 Diskussion

6.1 Diskussion der Werkstoffauswahl

Diese Arbeit sollte unter anderem einen scharfen Ein- und einen objektiven Überblick verschaffen über den derzeitigen Stand aktueller, fortschrittlicher Prothesenzahnmaterialien; vor allem im Hinblick auf gängige und alltägliche Materialschwächung und -modifizierung. Es wurden Fabrikate der Premiumklasse von angesehenen Dentalfirmen, die für ihre Produkte eine besondere Qualität mit Blick auf die Materialbeschaffenheit herausstellten, selektiert und als Testobjekte herangezogen. Hierbei sollten möglichst alle infrage kommenden, auf dem freien Markt etablierten Materialien mit einbezogen werden. Es wurde der Frage nachgegangen, wie hochleistungsfähige, handelsübliche Prothesenzahngarnituren und die korrespondierenden Materialien im Vergleich miteinander abschneiden.

Vertreten wurde diese Materialgruppe vom Tribos 501, Fa. Gebdi und vom Front- und Seitenzahn der Artegral Garnitur, Fa. Merz. Entsprechend der Herstellerangaben handelt es sich beim Werkstoff der Tribos-Zähne um quervernetztes PMMA, welches laut Angaben zahlreicher Autoren zur Steigerung der Struktureigenschaften führt. Gemäß Albeladi, Al-Romaizan und Hussein 2017 sind einige positive Änderungen der acrylatischen Struktur nach Quervernetzung zu erwarten, z. B. eine erhöhte Temperaturstabilität (Hussein et al. 2016). Min, Silberstein und Aluru 2014 beschrieben eine erhöhte Duktilität nach erfolgter Quervernetzung – ein zu hoher Grad der Quervernetzung führt allerdings zu Härteverlust und Brüchigkeit (Lampman 2003). PMMA als ein altes, etabliertes Prothesenzahnmaterial wurde in den vergangenen Jahrzehnten strukturell verbessert und ist in Belangen der Verschleißfestigkeit z. B. Nanohybridkomposit nicht unterlegen (Munshi et al. 2017).

Der Artegral ist aus OMP-N aufgebaut; einem auf PMMA basierendem gewebsfreundlichen Material, welches aus unterschiedlichen PMMA-Elementen gegliedert ist und durch quervernetzte Makromoleküle auf Nanolevel hohen Abrasionswiderstand ermöglicht. Dieses Material enthält keine anorganischen Fasern und Füllkörper. Außerdem sollen Copolymerstrukturen, welche an Makromolekülen hängen, im Sinne einer Abrasionslinderung funktionieren, indem sie eintreffende Kräfte in Richtung Prothesenbasis weiterleiten – deshalb ist OMP-N für gingival gelagerten Zahnersatz indiziert (Merz Dental).

Die mangelnde chemische Verbundmöglichkeit keramischer Zähne zur Prothesenbasis aus PMMA ist der Grund für die Anbringung mechanischer Retentionshilfen (metallische Crampons) (Marxkors 2008). Dies führt regelmäßig zu einem non-anatomisch geformten Prothesenrelief im Frontzahnbereich bei der Verwendung keramischer Prothesenzähne. Auch der im Vergleich zu den PMMA-Fabrikaten vermeintlich schlechtere Verbund von Prothesenzähnen aus Komposit zur Prothesenbasis spricht für die Verwendung von PMMA-Prothesenzähnen (Barbosa et al. 2008).

Die mittlerweile schon in zwei Generationen kategorisierbaren Komposite (der 2. Generation) NHC und NFC wurden als aktuelle Endstufen der Entwicklung ebenfalls herangezogen. Während der SR Phonares II zur näheren Untersuchung von NHC verwendet wurde, diente der PhysioStar NFC+ zur Evaluierung der Nanofüllerkomposite. Der Veracia PM von Shofu gehört in die Gruppe der mikrogefüllten Hybridkomposite (MF-H), ist aber den Exemplaren der von Nanofüllern geprägten 2. Generation zuzuordnen. Shofus Werkstoff enthält ebenfalls eine UDMA-Matrix und organische PMMA-Präpolymerisate gepaart mit Mikrofüllern aufgebaut aus Kunststoff und Nanopartikeln aus Silizium. Obwohl die Bezeichnung „NHC“ suggeriert, dass es sich hier nur um eine Kombination zweier Materialien handelt, sind, wie in der Einleitung dargestellt, auch unterschiedlich dimensionierte Füllstoffe unterschiedlichen Ursprungs vorhanden. Eine kritische Beurteilung der Zusammensetzung der beiden erstgenannten NHC/NFC-Materialien kommt zu dem Ergebnis, dass es sich hier um sehr ähnliche Materialien handelt.

Der Porzellanzahn der Studie, PhysioSet CT, besteht aus einer leuzitverstärkter Glaskeramik, bei der es sich um eine synthetische Silikatkeramik handelt. Wie in der Einleitung ausgeführt, können derartige Keramikzähne in Bezug auf bestimmte Werkstoffqualitäten wie Widerstandsfähigkeit gegenüber Alterungsprozessen, Verfärbungs- und Abrasionsbeständigkeit als Goldstandard angesehen werden und dienen als Kontrollgruppe. Als ein Nachteil der Keramik wird der höhere Antagonistenverschleiß angesehen (Stawarczyk et al. 2013). Des Weiteren erzeugen diese bei Kontakt Klick-Geräusche, sind häufiger von *chipping* betroffen, zeigen einen schlechteren Verbund zur Basis und lassen sich schwieriger umgestalten als z. B. PMMA Exemplare (Monasky, Winkler und Kwok 1992).

Zusammenfassend wurden Produkte getestet, die zu den drei Werkstoffbasisklassen für Prothesenzähne gehören (PMMA, Komposit und Keramik).

6.2 Diskussion der Versuchsparameter

6.2.1 Thermozyklierung

In der Mundhöhle sind Restaurationen ebenso wie die natürlichen Zähne bei der Nahrungsaufnahme unterschiedlichen Temperaturen ausgesetzt. Spierings et al. 1987 stellten dar, dass in der Mundhöhle Temperaturen zwischen 0 °C und 65 °C auftreten können. Der Thermolastwechsel ist eine Methode zur Simulation künstlicher Alterung und somit sei dieser eine sinnvolle Methode zur Überprüfung des Belastungsverhaltens von Zahnersatz (Brown et al. 1972). Zahnschmelz tendiere zur Rissbildung bei Temperaturschwankungen von 50 °C, so Brown et al. 1972, und obwohl dieser nicht direkt in dieser Versuchsreihe involviert ist, sind die Eigenschaften des Zahnschmelzes für zahnmedizinische Materialien von Belang.

Anders als bei Khawaja, Diedrichs und Hugger 2015 wurde in dieser Studie deshalb großer Wert auf eine der Mundhöhle entsprechenden Belastungssituation gelegt und der Versuchsaufbau ähnlich zu der Studie von Machado et al. 2012 konzipiert. Es wurden Temperaturen von 55 °C und 5 °C gewählt; die Anzahl der Zyklen belief sich auf 5.000. Während bei Peampring und Sanokhan 2014 beispielsweise die Verweildauer in den Wasserbehältern 30 Sekunden betrug, wurde hier eine Zeitspanne von 45 Sekunden eingestellt. So konnte die Wahrscheinlichkeit erhöht werden, dass alle Proben vollständig eingetaucht und von Wasser umgeben waren.

Gregorius et al. 2012 betrachteten u. a. den Einfluss der Thermozyklierung auf die Farbbeständigkeit acrylatischer Prothesenzähne und stellten fest, dass diese durchaus einen Einfluss ausübt. Auch Freire et al. 2014 untersuchten acrylatische Prothesenzähne und erkannten, dass Thermozyklierung und auch Reinigungsprotokolle die Verfärbungsneigung steigern können; dunklere Farbpaletten zeigten höhere Verfärbungsgrade. Bei Roselino et al. 2013 hatten Reinigungsprozesse ohne vorangegangene Thermozyklierung keine Auswirkungen auf die Farbbeständigkeit oder die Rauheit. Cho et al. 2002 demonstrierten, dass Thermozyklierung den Bürstenabstrahlwiderstand verminderte.

Die durch Temperaturwechsel erzeugten Spannungen innerhalb eines Werkstoffes können negative Konsequenzen haben, auch für die als Goldstandard geltende Kontrollgruppe: So tendiert das keramische Material zur Ausbreitung unterkritischen Risswachstums (Subramanian et al. 2008). Gouveia et al. 2016 untersuchten die Farbbeständigkeit, die Rauheit, den Glanz und Mikrohärtigkeit von Nanokompositen u. a. im Zusammenhang mit

Lagerung der Proben in Kaffee. Die Ergebnisse zeigten, dass alle Eigenschaften durch die Thermozyklierung negativ beeinflusst wurden.

6.2.2 Oberflächenmodifikation durch systematische Reinigung

Die Patientenhygiene und der Umgang beeinflussen die Qualität und Langlebigkeit des jeweiligen Werkstoffs sowohl positiv, als auch negativ (Chung 1994). Roselino et al. 2015 erkannten, dass das Bürsten Defekte im untersuchten Hybridkomposit verursachte, welche die Dimensionen der Füller aufwies. Die Defektgröße beeinflusste die spätere Verfärbung. Dass die Oberflächenrauheit und die Abrasion von verschiedenen Füllungskompositen nach erfolgter Zahnbürstenabrasion gesteigert werden kann, bewiesen Tanoue et al. 2000, was die Erkenntnisse dieser Studie bekräftigt (s. S. 46, Abb. 10 und Tab. 9), auch wenn hierbei der Putzfaktor an sich nicht ausschlaggebend war – lediglich die Wechselwirkungen zwischen diesem und Material und Hersteller haben signifikante Ergebnisse erzeugt. Sowohl das Ausmaß der Abrasion als auch das der Oberflächenrauheit hingen von den unterschiedlichen Arten der restaurativen Materialien ab. Dies bedeutet nicht, dass man auf einen Putzvorgang verzichten sollte.

Van der Weijden et al. 1993 befürworteten eine zweiminütige Reinigung zur Eliminierung der Plaque. Gemäß Dörfer, Schiffner und Staehle 2007 bedarf es täglich einer zweimaligen, systematischen und vollständigen Reinigung der Zähne. Die DGZMK empfiehlt ein Produkt der Oral-B-Serie mit einem Bürstenkopf mit mittelharten, abgerundeten Borsten. Betrachtet man die schaufelförmigen Frontzähne, liegt es nahe, ihnen zwei zu reinigende Flächen beizumessen; hingegen wurden Seitenzähne drei Flächen zugeordnet. Da man über 12 Front- und 16 Seitenzähne verfügt, ergibt sich eine Flächenzahl von 72. Die insgesamt vierminütige, also 240 Sekunden andauernde, tägliche Mundhygieneroutine wurde durch die Anzahl der zu reinigenden Zahnflächen geteilt. So ergab sich eine Reinigungsdauer von 3,3 Sekunden je Fläche. Die Reinigungsdauer von 40,5 Minuten entsprach somit einem gesamten Reinigungsabrieb von zwei Jahren bei regelmäßiger Mundhygiene (Lefever et al. 2012). Die Fläche der Prothesenbasis wurde nicht in die Rechnung mit einbezogen, was die Wahrscheinlichkeit der Erfüllung empfohlener, realitätsgetreuer Reinigungszeiträume realisieren soll. Autoren anderer Studien, Koizumi et al. 2015 z. B., entschieden sich zum Teil für längere Zeitspannen, was für diese Studie ggf. als Kritikpunkt interpretiert werden kann; sicherlich steigt die Wahrscheinlichkeit, dass sich Defekte bilden, bei längerer Putzdauer und außerdem sollte Zahnersatz länger intakt sein als lediglich zwei Jahre.

Der hierbei angepeilte Anpressdruck von 1,5 N, welcher als der Punkt maximaler Plaquereduktion betrachtet werden kann (McCracken et al. 2003), ist, auch der Meinungen diverser Autoren zufolge, im empfohlenen Spektrum von 0,8-2,5 N lokalisiert (Cho et al. 2002). Um annähernd gleiche Gegebenheiten zu simulieren, wurde der Bürstenkopf nach fünf Durchgängen ausgetauscht. Außerdem wurde, vor dem Hintergrund, dass der Abrasivität des chemischen Reinigungsmittels eine hohe Signifikanz beizumessen ist (Voronets et al. 2008), auf ein etabliertes, speziell für den Gebrauch von Prothesen entwickeltes Produkt zurückgegriffen: Corega Purfrisch erwies sich in einer vorangegangenen Studie an PMMA-Werkstücken als komparativ weniger abrasiv, als es mit Colgate Sensitive, blend-a-med Complete Plus extra frisch, Corega Tabs und Wasser verglichen wurde. Als einziges Hygieneprodukt erzielte es sogar eine leichte Verminderung des Ra, nach 90-minütigem Bürsten (20.000 Bürstenzyklen) (Gonser et al. 2008). Die Wahl des Reinigungsmittels ist wichtig, weil es zu übermäßigem Materialverschleiß führen kann. Tellefsen et al. 2011 zeigten, dass die verwendete Zahnpasta bei einstündigem Gebrauch denselben Abrieb verursachte wie ein sechsständiger Reinigungsvorgang mit destilliertem Wasser. Daraus folgte, dass die Unterscheidung zwischen den zehn getesteten Zahnbürsten nicht so ausschlaggebend war wie die Zahnpasta.

6.2.3 Diskussion der Verfärbungsflüssigkeiten

Allgemein gilt, dass Wassermoleküle die Matrix von Polymeren auflockern (Finger 1975). Im Rahmen des Verfärbungsversuchs sollte der Einfluss fünf unterschiedlicher, alltäglicher Flüssigkeiten (destilliertes Wasser, Kaffee, Rotwein, Coca-Cola und eine Kurkuma-Lösung) auf die diesbezügliche Integrität der Prothesenzähne getestet werden. Die Fabrikate wurden vier Wochen lang in Flüssigkeiten gelagert. Es galt, vor dem Hintergrund der Qualität der Prothesenzähne, möglichst stark färbende Flüssigkeiten zu verwenden.

Gemäß Sulieman 2005 gilt es, drei Arten von Verfärbungen zu unterscheiden: die extrinsische, intrinsische und die internalisierte Verfärbung. Extrinsische Verfärbungen entstehen u.a. wegen Plaque Akkumulation und Veränderungen der Materialoberfläche, welche das Eindringen chromogener Stoffe ermöglichen (Nasim et al. 2010). Ernährungsgewohnheiten spielen eine wichtige Rolle. Auch kationische Mundspüllösungen können Verfärbungen hervorrufen (Addy, Mahdavi und Loyn 1995). Bei zahntechnischen und zahnmedizinischen Materialien entstehen intrinsische Verfärbungen durch chemische Reaktionen (Heimer, Schmidlin und Stawarczyk 2017). Hierbei waren aus extrinsischen Reizen hervorgegangene, innere Verfärbungen, welche sich mit Bearbeitung der Oberfläche nicht mehr entfernen lassen,

relevant. Die Rauheit, bzw. Unregelmäßigkeiten der Oberfläche sind ebenfalls wichtige Faktoren (Gönülol und Yilmaz 2012, Stawarczyk et al. 2012).

In anderen werkstoffkundlichen Studien wurde Tee als Verfärbungsflüssigkeit gewählt. Bei Stawarczyk et al. 2012 bewirkten alle Flüssigkeiten, darunter Rotwein, schwarzer Tee und Kaffee, jeweils Verfärbungen der Proben; allerdings waren diese extrinsischer Natur und konnten nach einer Politur zum größten Teil vermindert werden. Bei Ghahramanloo et al. 2008 verfärbte Tee stärker als Coca-Cola, Orangensaft und destilliertes Wasser. Andere Studien hingegen zeigten, dass der Einfluss von Tee verhältnismäßig schwach ausfallen kann, weshalb dieser in der Studie nicht einbezogen wurde (Ertas et al. 2006, Khawaja, Diedrichs und Hugger 2015). Gregorius et al. 2012 konzentrierten sich z. B. ausschließlich auf Rotwein, Kaffee und destilliertes Wasser. Coca-Cola ist vor diesem Hintergrund außerdem zu beachten, weil dessen niedriger pH-Wert für Verfärbungen sorgen kann (Dos Santos et al. 2017). Auch andere Versuche konnten als Referenz hinzugezogen werden (Al Kheraif et al. 2013, Stawarczyk et al. 2012).

Die Kurkuma-Lösung hat bekanntermaßen ein hohes Verfärbungspotenzial im Hinblick auf Zähne und Werkstoffe. Es wurde eine 0,1%ige Kurkuma-(*tumeric*)-Lösung gemischt (Stober et al. 2001, Khawaja, Diedrichs und Hugger 2015). Auch Rotwein zeigte in anderen Werkstoffstudien deutliche Verfärbungen (Omata et al. 2006, Ertas et al. 2006, Falkensammler et al. 2013). Kaffee präsentierte sich in mehreren Studien als verfärbende Flüssigkeit: Gouveia et al. 2016 analysierten die Rauheit, den Glanz, die Farbbeständigkeit und Mikrohärtigkeit von Nanokompositen u. a. im Zusammenhang mit der Lagerung der Proben in Kaffee. Das koffeinhaltige Getränk verringerte, sowohl bei den künstlich gealterten als auch bei den davon unbeeinflussten Proben, die Mikrohärtigkeit und die Farbqualität der Nanokomposite. Destilliertes Wasser fungierte, wie bei den meisten anderen ähnlichen Studien, in der vorliegenden Versuchsreihe als Kontrollgruppe (Mutlu-Sagesen et al. 2001, Koksall und Dikbas 2008, Ghahramanloo et al. 2008).

Um realistische Bedingungen zu simulieren, wurden die Proben in einen Brutschrank gelegt und für vier Wochen dort aufbewahrt (Vivadent Cultura, Fa. Ivoclar, Liechtenstein). Gemäß Ruyter et al. 1987 entspricht ein doppelt so langer Einlagerungszeitraum einem klinischen Gebrauch über mehrere Jahre. Die Temperatur betrug konstant 37 °C (Garoushi et al. 2013); die Forscher erkannten einen Zusammenhang zwischen der Verfärbung ihrer Testobjekte und der Flüssigkeits- bzw. Wasseraufnahme und der Art der Flüssigkeit. Dies kann hiermit ebenfalls bestätigt werden.

6.2.4 Verschleiß

Die Kausimulation sollte der Evaluierung des abrasiven Materialverschleißes der unterschiedlich strukturierten Prothesenzähne dienen. Gemeinhin sollte Zahnersatz eine beständige Haltbarkeit aufweisen. Somit ist eine solide Abrasionsbeständigkeit wünschenswert; Kaufunktion und Ästhetik sollen möglichst lange erhalten bleiben. Mair et al. 1996 zählten Faktoren wie Korrosion, Abrasion, adhäsive Effekte und Ermüdung zu den Gründen des Verschleißes. Auch sah man materialspezifische Verhaltensweisen und Unterschiede (s. u.). Dabei ist jedoch auch das Jahr der Publikation zu berücksichtigen.

Die Einstellungen des verwendeten Kausimulators CS 4.2 erfolgte ähnlich wie bei Stober et al. 2006. Der vertikale Hubvektor wurde auf eine Distanz von zwei mm adjustiert (Preis et al. 2010); dieser soll den rein vertikal orientierten Teil des Kauvorgangs simulieren. Die selektierte Kaulast (40 N) lag zwischen den in der Literatur vertretenen Kaulastangaben, zumindest was werkstoffkundliche Studien anbelangt; Mörmann et al. 2013 z. B. stellten die Kaulasten auf 49 Newton ein. Die Wahl dieses Wertes ist jedenfalls insofern realistisch, als dass *In-vivo*-Kaukräfte im Intervall zwischen 20 N und 120 N rangieren (Heintze 2010). Gemäß Wang und Stohler 1990 betragen die zur Nahrungsaufnahme benötigten Kaukräfte nur 10 % des Potentials. Die Einstellung des Simulators auf 40 N erscheint angemessen.

Als Antagonisten wurden die vom Hersteller empfohlenen Degussit-Kügelchen eingesetzt. Im Gegensatz zu anderen Autoren, die teils unterschiedliche Materialien benutzten, wie z. B. menschlichen Zahnschmelz (Ghazal et al. 2010 und Mörmann et al. 2013), wurde dieser Gesichtspunkt im hiesigen Falle vereinfacht. Dies schuf standardisierte Messbedingungen für alle Proben. In regelmäßigen Abständen wurden die Kügelchen ausgetauscht. Die Zyklenzahl von 100.000 ist identisch zu der von Stober et al. 2006 und 2010 praktizierten Methode und rangiert zwischen den Werten anderer Autoren: 300.000 Kauzyklen bei Ghazal und Kern 2010, oder 1,2 Mio. bei Ghazal et al. 2008 sowie Mörmann et al. 2013 und 50.000 Kauzyklen bei Munshi et al. 2017 oder 18.000 bei Kamonwanon et al. 2015. Analog zu anderen Versuchen wurde in dieser Arbeit auf destilliertes Wasser zurückgegriffen, um ein feuchtes Mundmilieu zu simulieren. Wasserabsorption ist ein wichtiger Faktor im Hinblick auf Materialversagen. Man hätte vor dem Hintergrund der möglichst realistischen Versuchsgestaltung ebenfalls auf Speichel oder künstlichen Speichel zurückgreifen können.

6.3 Diskussion der Messmethoden

6.3.1 Diskussion der Messung des Glanzgrades

Glanz ist relevant für die Ästhetik eines Prothesenzahnmaterials, da ein hoher Glanzgrad den Effekt von Farbunterschiedlichkeit abschwächt; an Kompositen wird die Farbe des reflektierten Lichtes deutlicher wahrgenommen als die Farbe daruntergelegener Schichten (Keyf und Etikan 2004). Auch empfindet man gleichfarbige Objekte als andersfarbig, wenn matte mit glänzenden verglichen werden (Strub 2011). Hierbei wurde der Glanzgrad (GU) der ausgewählten PMMA- und Komposit-Prothesenzähne untersucht und in Bezug zu dem keramischen gesetzt. Sicherlich ist der Vergleich zwischen den geputzten und den ungeputzten Proben relevant. Er wird in der Literatur benutzt, um die Reinigung von Zahnersatz-Oberflächen zu validieren. Da es bei Prothesenzähnen u. a. darum geht, lebendige Farben und Formen zu suggerieren, kann der Glanzgrad von Zahnschmelz von Interesse sein. Lefever et al. 2014 ließen Zahnschmelz bürsten und registrierten, dass selbst nach Ablauf einer Stunde immer noch der Glanz erhalten war. Das Glanzgradmessgerät der Fa. Zehntner wurde gemäß der Herstellerempfehlungen und einiger Literaturangaben mit einem Winkel von 60° verwendet (Zehntner, Kamonkhantikul et al. 2014).

6.3.2 Diskussion der Messmethoden zur Bestimmung der Farbstabilität

Im Rahmen dieser Versuchsreihe sollten die Farbbeständigkeit und der Farbabstand (Delta E) der getesteten Prothesenzähne beschrieben und gemessen werden. Zwar wird Farbe subjektiv wahrgenommen, jedoch ermöglichen technische Hilfsmittel eine sachliche Evaluierung. Heutzutage gibt es mehrere Möglichkeiten, die Quantität von Farbe zu erfassen. Die Messungen an den Prothesenzähnen erfolgten stets unter den gleichen Bedingungen. Wie in Kapitel 3.3 ausgeführt, wurde während der Messungen Wert auf möglichst standardisierte Vorkehrungen gelegt, um unnötige Fehlerquellen zu reduzieren. Vor jedem Messdurchgang wurde das Messgerät kalibriert.

In dieser wie in einer Reihe anderer vergleichbar konzipierter Studien wurde das CIE-L*a*b*-System genutzt (Koksal und Dikbas 2008, Ayaz et al. 2014, Arana-Correa et al. 2014). Auch war die Bestimmung Delta Es Teil dieser Arbeit (Falkensammler et al. 2013, Arana-Correa et al. 2014, Kurtulmus-Yilmaz und Deniz 2014). Es ist ein gängiges System der

Farbquantifizierungserfassung, über DIN EN ISO 11664-4 genormt und ordnet jeder wahrnehmbaren Farbe eine Koordinate in einem 3-D-Raum zu. Das System orientiert sich hierbei an den physiologischen Eigenschaften des Auges mit seinen Farbrezeptoren für die Absorptionsmaxima der Primärfarben Blau (bei 435,8 nm), Grün (bei 546,1 nm) und Rot (bei 700 nm); alle anderen Farben sind durch additive Mischungen zu erzeugen (Strub 2011).

Kolorimeter, wie der im hiesigen Fall verwendete ShadeEye NCC (Fa. Shofu), spalten das eintreffende, für das menschliche Auge sichtbare Licht in seine Grün-/Rot- und Blau-Elemente. Es ist z. B. geeignet für die Zahnfarbenbestimmung am Patientenstuhl. Mutlu-Sagesen et al. 2001 verwendeten ebenfalls ein Kolorimeter, Gardner XL 20 Tristimulus Colorimeter (Gardner Lab. Inc., Bethesda, Maryland, USA). Eine präzisere Alternative zum Kolorimeter bildet das Spektralfotometer. Im Vorfeld wurde ein bekannter Kritikpunkt am Spektralfotometer, nämlich die schnellere Alterung des Filters, neutralisiert, indem dieser im Vorfeld erneuert wurde.

6.3.3 Diskussion der Messmethoden zur Oberflächenrauheit

Es galt, die Oberflächenrauigkeit der untersuchten Produkte miteinander zu vergleichen. Die Rauheit einer Oberfläche kann sowohl qualitativ als auch quantitativ analysiert werden. Ein Beispiel für eine qualitative Rauheitsmessmethode wäre das REM (Rasterelektronenmikroskop). Die Schwierigkeit hierbei bestünde in der konvexen Form der zu messenden Oberflächen. Auch die Eruiierung des Gewichtsverlustes stellt eine Möglichkeit dar (Richmond, Macfarlane und McCord 2004). Eine weitere Alternative zur Rauheitsmessung mittels Tastschrittverfahren ist beispielsweise die 3-D-Profilometrie (Mörmann et al. 2013). Hierbei tastet ein Laser die zu messenden Stellen ab. Vorteile sind die schnellere Auswertung und die Größe der messbaren Fläche. Auch das Tastschnittverfahren, eine Kategorie, der Hommel-Tester zugezählt werden kann, funktioniert nicht automatisch mit den Frontflächen großer Prothesenfrontzähne und somit musste eine recht kurze Messstrecke gewählt werden ($L_t = 1,5 \text{ mm}$). Die profilometrische Untersuchung ist präziser als die Analyse mittels optischer Hilfsmittel (Urbainsky 2007). Des Weiteren kann dabei zwischen Rauheit und Welligkeit unterschieden werden (Perthen GmbH 1993). Aus dem Repertoire des Hommel W5 wurden drei Parameter ausgewählt, um die Oberflächenrauheit zu quantifizieren: R_a , R_{max} und R_z . Der Parameter R_z , die gemittelte Rautiefe, ist ein sensibler Indikator von Oberflächenveränderungen, da er Spitzen und Riefen offenbart. Schließlich sollten die durch die Zahnbürste (Kapitel 6.2.2) ausgelösten Oberflächenveränderungen gemessen und verglichen werden. R_{max} beschreibt die Gesamthöhe des Rauheitsprofils, welches Auskunft gibt über die höchste Spitze und das weitreichendste Tief der Fläche. In Kombination mit R_a ,

dem arithmetischen Mittenrauwert der Beträge aller Profilwerte, ist eine Konstellation der Messperspektiven entstanden, die aussagekräftig sein sollte. Auch andere Autoren ermittelten in ähnlichen Studien Ra (Kamonkhantikul et al. 2016). Ra und Rz wurden auch von Koizumi et al. 2015 überprüft.

6.3.4 Diskussion der Messmethoden der Verschleißbestimmung durch Kausimulation

In diesem Messverfahren galt es, die Abrasionsbeständigkeit der unterschiedlich strukturierten Premium Molaren (16) zu evaluieren und miteinander zu vergleichen. Abrasion, die Abnutzungserscheinung, welche durch Partikel zwischen okkludierenden Zahnflächen zustande kommt, wird durch einen Drei-Körper-Verschleißtest simuliert. Stober et al. 2010 beispielsweise verwendeten eine Hirse-Lösung.

Hingegen ist die Attrition das Abnutzungsphänomen, welches lediglich durch den Zahn-zu-Zahn-Kontakt entsteht. Diese wird nach Ghazal und Kern 2010 in Zwei-Körper-Verschleißtests imitiert. In der hiesigen Studie wurde ein solcher Zwei-Körper-Verschleißtest durchgeführt. Vor dem Hintergrund der recht niedrigen Testobjektanzahl sollte der Fokus auf den mechanischen Aspekt der Kausimulation gelegt werden. Mair et al. 1996 zeigten, wie mannigfaltig die Ursachen von Abnutzung sind.

Dieser Testdurchgang hätte auch den menschlichen Zahnschmelz, wie bei Mörmann et al. 2013, mit einbeziehen können, da relevante, unterschiedliche Werkstoffe untersucht worden sind. Jedoch können, so Stawarczyk et al. 2013, Unregelmäßigkeiten der Zähne für erhöhte Standardabweichungen sorgen, da individuelle Zusammensetzung, Form und Abrasionsfestigkeit biologischer Strukturen variieren. Standardisierte runde Antagonisten eignen sich besser für Zwei-Körper-Verschleißtests. Antagonisten aus Speckstein sind ebenfalls geeignet für Verschleißanalysen, obwohl sie tendenziell mehr Abtrag verursachen als Zahnschmelz (Wassel, McCabe und Walls 1994, Hahnel et al. 2009).

Die Quantifizierung des verlorengegangenen Materials kann elektronisch-optisch wie bei Hao et al. 2014, mechanisch und volumetrisch erfolgen (Heintze 2010). Munshi et al. 2017 machten von einem 3-D-Profilometer Gebrauch (ST400, Nanovea, Irvine CA).

Der 3-D-Laserscan arbeitet genau und verhältnismäßig schnell, was ihn diesbezüglich hervorhebt. Stober 2006 folgte diesem Prinzip ebenfalls. Der D700 Dentalscanner (Fa.

3Shape) ist ein solcher. Die Darstellungen der initial und nach der Abnutzung gescannten Prothesenzähne wurden übereinander gelagert und unter Zuhilfenahme der Software der Firma Pagoda Solutions ausgewertet. Diese ermöglicht und illustriert die Kategorisierung des entstandenen Effekts und eignet sich zur Darstellung dessen Form. Sehr genaue Verschleißangaben liefert diese Lösung nicht; jedoch gewährleistet sie eine valide Vergleichsmethode. Dies ist ein Kritikpunkt dieser Studie. Ohnehin bleibt die Verschleißquantifizierung trotz fortgeschrittenen Standes der Technologie noch ein standardisiertes Modell schuldig (Lee et al. 2012).

6.4 Diskussion der statistischen Methodik

Die vorliegenden statistischen Analysedaten entstammen ausnahmslos normierten, (hoch-)standardisierten physikalischen Messoperationen bzw. Messverfahren. Gemäß der Anwendung des zentralen Grenzwertsatzes auf physikalische Messdaten ist zu erwarten, dass sich – ohne eine Vermutung über die tatsächliche Verteilungsform der Einzelmessungen $\{x_i\}$ zu treffen – die aus physikalischen, unabhängig und identisch verteilten Zufallsvariablen ermittelten Mittelwerte normalverteilt sind. Die Voraussetzung hierfür ist eine ausreichende Anzahl n von Einzelmessungen. Entscheidend ist, dass die Voraussetzungen „unabhängig“ und „identisch verteilt“ erfüllt sind, „was bei einer Mittelwertbildung aus unter gleichen Bedingungen durchgeführten Einzelmessungen für gewöhnlich der Fall ist“ (Blochowicz und Laeri 2011).

Der Ausdruck „ausreichende Anzahl“ hängt generell von der konkreten Verteilung der $\{x_i\}$ ab; normalerweise ist allerdings eine Normalverteilung der Mittelwerte bei physikalischen Messungen bereits ab $n > 10$ akzeptabel gegeben. Diese Regel kommt u. a. auch dem bei der Erhebung physikalischer Messgrößen meistens zu betreibenden hohen oder außerordentlich hohen Aufwand entgegen. Aus den genannten Sachverhalten ergibt sich das überall verbreitete Phänomen der Normalverteilung als (Näherungs-)Verteilung physikalischer Größen. Im Übrigen sollte darauf hingewiesen werden, dass, je höher die Anzahl der Messdaten n steht, der Mittelwert und die Standardabweichung einer normalverteilten physikalischen Variablen natürlich umso bessere Schätzwerte für die „wahren“ Kennwerte bzw. Parameter der betreffenden untersuchten Population darstellen.

Unter den genannten Aspekten dürfte die Gesamtstichprobengröße der hiesigen Studie von $N = 100$ sowie auch die sich bei Gruppenaufteilungen (Hersteller-/Material-, Putzdurchgangs-

oder Färbungsgruppen) ergebenden Einzel- bzw. Teilstichprobengrößen bis auf wenige Ausnahmen (s. u. Wechselwirkungen bei der Varianzanalyse) positiv im Sinne der Aussagekraft der Ergebnisse zu bewerten sein.

Bis auf recht wenige Auswertungen werden sämtliche prüfstatistischen Analysen zur Testung der Effekte der Einflussfaktoren Hersteller/Materialien (5 Gruppen/Kategorien), Putzdurchgang (ja/nein) und Färbelösung (5 Gruppen/Kategorien) auf die abhängigen Variablen bzw. Kriteriumsvariablen Oberflächenrauigkeit (3 Parameter), Putzdurchgang (ja/nein), Farbraumparameter (3 Parameter + Delta E), Glanz (1 Parameter) und Abrasion (1 Parameter) per multifaktorieller multivariater oder univariater Varianzanalyse (MANOVA, ANOVA) mit anschließenden multiplen Einzelgruppenvergleichen per Bonferroni-t-Test durchgeführt. Bei den multiplen Einzelvergleichen wird jeweils eine komplette Serie gerechnet, d. h. jede Gruppe/Kategorie eines Faktors mit jeder anderen Gruppe/Kategorie kontrastiert.

Lediglich bei den Analysen zur Abrasion kommen non-parametrische Testverfahren zum Einsatz, namentlich Kolmogorov-Smirnov-Test (KS-Test), Kruskal-Wallis-Test (KW-Test/H-Test) und Wilcoxon-Mann-Whitney-Test (WMW-Test/MW-Test/U-Test). Entsprechend der Anwendung parametrischer oder non-parametrischer Verfahren werden als begleitende deskriptiv-statistische Kennwerte entweder arithmetischer Mittelwert und Standardabweichung oder Median und Quartilabstand berichtet. Sowohl bei der vorausgehenden Prüfung der Reliabilität bzw. Replizierbarkeit der gemessenen physikalischen Größen – es wurden pro Parameter jeweils 3 Wiederholungsmessungen durchgeführt – als auch bei der abschließenden Berechnung der internen und externen Korrelationen der Parameter werden Pearsonsche Produktmomentkorrelationen zur Schätzung der Zusammenhänge angewendet. Bei der Reliabilitätsprüfung tritt als weiteres Testverfahren der t-Test für abhängige Messungen bzw. Stichproben hinzu.

Auch bei physikalischen Messungen stellt die Reliabilität der ermittelten Werte bzw. Parameter einen Beleg für die Reproduzierbarkeit der jeweiligen Kenngrößen dar und eine notwendige Voraussetzung für eine gute Differenzierungsleistung der zugrunde liegenden Messoperationen innerhalb der untersuchten Stichprobe von Objekten (Lienert und Raatz 1994). Reliabilitäts- und Validitätsinformationen zum angewendeten Messverfahren müssen verfügbar sein, auch um die eigenen Untersuchungsergebnisse mit denen unabhängiger Studien angemessen vergleichen zu können. Was die Wertigkeit von Korrelationskoeffizienten im Rahmen von Reliabilitätsuntersuchungen angeht, werden in der Regel Koeffizienten von $r \geq 0.80$ als hohe Zusammenhänge/Übereinstimmungen und in diesem Sinne als hohe (gute) Reliabilitäten/Zuverlässigkeiten eingestuft und Koeffizienten von $r \geq 0.90$ als sehr hohe

Zusammenhänge bzw. sehr hohe (sehr gute) Reliabilitäten. Bei einer Übereinstimmung der Messergebnisse in Höhe von $r = 1.0$ wird von einer Identität der Messungen gesprochen (Neuendorf 2002).

Mittels varianzanalytischem Verfahren bzw. mittels t-Test (s. Tabellen 5 a–c, S. 38–40) konnte in dieser Studie die hohe Reliabilität der Messergebnisse dargestellt werden. Hier kam es darauf an, inwiefern sich die Messwerte bei Messwiederholung signifikant unterschieden oder eben nicht signifikant unterschieden, d. h. zusammenhängen, also reproduzierbar waren (Brunner und Langer 1999).

Als konventionelles Signifikanzniveau wird $= 0.05$ (5 %) (*) eingesetzt; des Weiteren werden auch sehr signifikante ($p \leq 0.01$ bzw. 1 %) (**) und hochsignifikante ($p \leq 0.001$ bzw. 1 ‰) (***) Ergebnisse entsprechend kenntlich gemacht.

6.5 Diskussion der Ergebnisse

6.5.1 Diskussion der Glanzgradmessungsergebnisse

Der keramische PhysioSet CT zeigte als einziger Frontzahn eine Glanzreduktion, was vermutlich mit der Modifikation der oberflächlichsten Schicht zusammenhängt, welche beim sog. „Glanzbrand“ entsteht. Auch heutzutage entsteht dieses Fabrikat in Handarbeit. Bei Mörmann et al. 2013 funktionierte die Konservierung des Glanzgrades bei der Silikatkeramik, Hybridkeramik und dem Nanokomposit am besten. ZnO_2 -Keramik schnitt schlechter als die Silikatkeramik ab. Auch bei Koizumi et al. 2015 hatte die keramische Kontrollgruppe im Vergleich die besten Ergebnisse erzielt. Bei Kamonkhantikul et al. 2016 hatte sich das Komposit Cerasmart als äußerst resistent bei der Konservierung des Glanzes gezeigt. Materialien wie PMMA, Mikrofüllerkomposit, Feldspat- und eine Hybridkeramik (Vita Enamic) waren unterlegen.

Eine eventuelle Interpretationsmöglichkeit liegt, auch verstärkt durch die vergleichbar reduzierte Einflussgröße der Putzmodalität dieses Versuchsaufbaus, in der verhältnismäßig großen Einflussnahme der Thermozyklierung; schließlich war sie eine relativ massive Konditionierungsform, wenn man im Vergleich die Einflusdauer der Färbelösungen oder der Putzdauer der systematischen Reinigung betrachtet. Gouveia et al. 2016 suggerierten, dass die Thermozyklierung einen signifikanten Einfluss auf den Glanz und andere Attribute haben

kann. Auch die später (Kap. 6.5.4) beschriebene vergleichsweise hohe Prozentzahl des Chippings bei den Abrasionstests der Prothesenbackenzähne deutet auf einen hohen Einfluss der Thermozyklierung hin; schließlich waren die Prothesenzähne dieser Testreihe zuvor lediglich in dieser Form konditioniert worden.

Der acrylatische Artegral (Fa. Merz) und vor allem der NHC-Prothesenzahn SR Phonares II hatten die besten Glanzwerte (Tab. B6 und 20). Mit Rotwein und Kaffee vollzogen sich die relativ stärksten Zunahmen der *Gloss Units* (GU), vor allem in Belangen des Artegral; allerdings waren die meisten der bei Coca-Cola, Rotwein und Kaffee entstandenen Unterschiede bereits bei den materialspezifischen Untersuchungen zu beobachten (s. o. Tab. 19, 20).

Bei Takahashi et al. 2013 hatten bis auf das Mikrohybridkomposit alle getesteten Kunststoffe signifikante Veränderungen an der Oberfläche vorzuweisen. Die Glanzintensität nahm ab und die Werkstoffe wurden rauer; die Regressionsanalyse zeigte jedoch keinen Zusammenhang zwischen dem Glanz und der Rauheit, auch wenn andere Autoren dabei eine Verknüpfung entdeckten (Heintze et al. 2010, Cavalcante et al. 2009). Während bei Kamonkhantikul et al. 2014 die Regressionsanalyse bezüglich des Zusammenhangs zwischen Rauigkeit und Glanz als inkonklusiv bewertet worden ist, ermittelten Kamonkhantikul et al. 2016 eine lineare Korrelation. Bei Cavalcante et al. 2009 wurde bei allen Proben der Glanzgrad und die Oberflächenrauheit herabgesenkt. Es zeigte sich eine Abhängigkeit zwischen den Partikelgrößen der Füller und dem Ausmaß der Veränderungen. Auch die Farbstabilität zeigte eine statistisch signifikante Differenz, jedoch konnte man diese nicht direkt auf die Füllergöße zurückführen. Die Rauigkeitsmessungen demonstrierten, dass Kunststoffe mit größeren Füllern anfälliger für Veränderungen der Oberflächenrauheit sind. Es gab eine signifikante Korrelation zwischen dem Glanz und der Rauheit (Ra). Autoren wie Koizumi et al. 2015 sehen die Glanzreduktion in der Polymermatrix, der Füllerform und -größe sowie der Silanisierung begründet.

Laut Takahashi et al. 2013 liegt die Schwelle der Wahrnehmung einer Glanzsteigerung für das menschliche Auge bei 70 GU; höhere Glanzgrade werden nicht als glänzender wahrgenommen. Keiner der hierbei untersuchten Prothesenzähne unterschritt diese, was sie somit aus dieser Perspektive als belastbar und geeignet erscheinen lässt. Kritisch sollte erwähnt werden, dass die hier zum Vergleich hinzugezogenen Studien in der Mehrzahl an industriell gefertigten CAD-/CAM-Blocks durchgeführt wurden.

6.5.2 Diskussion der Farbmessungsergebnisse

Die Färbelösung übte den relativ größten Einfluss auf den Delta-E-Parameter aus (Tab. 12, S. 52). Hersteller- bzw. Materialunterschiede traten im Rahmen des zeitlichen Farbabstandes ausschließlich bei der Kurkuma-Lösung deutlich auf, was ein Indiz für ihre Verfärbungspotenz ist. Hierbei überstieg der Verfärbungswert dieser beinahe die des Rotweins und des Kaffees vereint.

Ähnliche Werkstoffstudien zeigten ebenfalls Kurkuma und Rotwein als stark verfärbende Substanzen (Stawarczyk et al. 2015). Kaffee verfärbte in dieser Studie nach Kurkuma am meisten (s. S. 49, Tab. 11) und tat dies auch in vergangenen, vergleichbaren Studien in ähnlichem Maße (Mutlu-Sagesen et al. 2001, Koksall und Dikbas 2008).

Dass Komposit als verfärbungsanfälliger als PMMA gilt, zeigten Autoren in der Vergangenheit (Doray et al. 2001, Mickeviciute, Ivanauskiene und Noreikiene 2016). Letztere demonstrierten, dass sich sowohl polierte als auch unpolierte PMMA-Proben bezüglich der Farbstabilität gegenüber Bis-Acrylat-Kompositen durchsetzten, da diese über eine insgesamt homogenere Zusammensetzung verfügten. Die Verfärbungsanfälligkeit Bis-GMA's ist auf die freien OH-Gruppen zurückzuführen, welche die Wasserabsorption und die Löslichkeit erhöhen. UDMA, welches in den hier geprüften Komposit Prothesenfrontzähnen enthalten ist, weist eine geringere Wasserabsorption als Bis-GMA auf (Stawarczyk et al. 2013).

Hierbei lässt sich das für den Prothesenzahn SR Phonares II (NHC) der Fa. Ivoclar bestätigen; Candulors Physiostar NFC+ (NFC) wurde in den Farbstabilitätsanalyse lediglich von seiner keramischen Variante übertroffen. Es ist anzunehmen, dass dies auf die Füllergröße des NFC zurückzuführen ist (Roselino et al. 2015). Suzuki 2004 erkannte, dass NFC ähnliche Verschleißigenschaften vorwies wie die Mikrofüller-Variante, allerdings schnitt dieses Material in Belangen der Farbstabilität und der Alterung besser ab. Auch setzten die acrylatischen Produkte von Merz und Gebdi sich gegenüber dem SR Phonares II (NHC) durch, konnten jedoch nicht ganz an die Ergebnisse des Physiostar NFC+ heranreichen.

Die Gründe der Verfärbungsneigung sind vielseitig. Diese kann intrinsisch begründet sein, wie z. B. aufgrund chemischer Veränderungen, wie im Rahmen einer Oxidation (Omata et al. 2006), wegen des Initiatorsystems oder der Polymerisationsmethode und -dauer sowie extrinsisch, im Zusammenhang mit der Oberflächenbeschaffenheit, der Politurmethode und Plaque Anlagerung (Stawarczyk et al. 2012). Koksall et al. 2008 zeigten, dass die Verfärbungsneigung von der verstrichenen Zeit innerhalb von Lösungen abhängig ist. Bei Dietschi et al. 1994 zeigte sich, dass polierte Kunststoffproben auf einen geringeren Verfärbungsgrad hindeuteten; der Verfärbungsgrad verhielt sich umgekehrt proportional zu

einem hohen Füllergrad, einer reduzierten Füllergröße (Al Kheraif et al. 2013) und -härte. Bei Roselino et al. 2015 hatte nach Bürstenabrasion das Material mit den kleineren Füllkörpern weniger Verfärbung vorzuweisen. Auch ein optimaler Füller-Matrix-Verbundsystem beugt der Verfärbung entgegen. Eine intakte Wasserabsorption der Proben erleichtere den Verfärbungsvorgang. Die Integrität der Oberfläche ist ebenso bedeutend. Essgewohnheiten und Mundhygiene haben Einfluß auf den Verfärbungsgrad (Stawarczyk et al. 2012). In dieser Versuchsreihe unterschied sich der Physioset CT von Candulor lediglich signifikant vom Tribos 501 (PMMA) und SR Phonares II (NHC), während dieser geputzt gegenüber allen übrigen Materialien am wenigsten verfärbt aus den Untersuchungen hervorkam (s. Abb. 11a, S. 50).

Bei Roselino et al. 2013 resultierte, dass die Reinigungen der Kunststoffproben ohne Thermozyklisierung sowohl Zahnfarbe als auch Oberflächenrauheit lediglich unwesentlich veränderten. Die Farbstabilität im Fall des Nanohybridkomposits Tetric N-Ceram (NHC) nach maximal konzipierter Belastungskonstellation war statistisch signifikant. Dasselbe galt für den Nanofüllerkomposit (NFC) (Z350, Fa. 3M ESPE). Die Oberflächenbearbeitung spielt eine tragende Rolle bei der Verfärbung (Motro, Kursoglu und Kazazoglu 2012).

In der vorliegenden Studie zeigte der keramische Prothesenzahn durchweg hervorragende Resultate in den Farbstabilitätsmessungen: Tabelle 11 (S. 49) bzw. Abb. 12 (S. 57) zeigen zusammenfassend, dass der Physioset CT der Fa. Candulor durch die relativ kleinsten und der SR Phonares II von Ivoclar (NHC) durch die relativ größten Farbabstandsveränderungen bzw. Veränderungen im $L^*a^*b^*$ -Farbspektrum zwischen Initialmessung (t1) und Messung nach Konditionierung (t2) gekennzeichnet sind. Alle getesteten Prothesenzähne zeigten, ihrer Premiumqualität entsprechend, DeltaE-Werte, welche als unterhalb der klinischen Akzeptanz von 3,3 kategorisiert werden können (Ruyter et al. 1987, Stawarczyk et al. 2012).

6.5.3 Diskussion der Ergebnisse der Rauheitsmessung

Tanoue et al. 2000 zeigten, dass die Rauheit sowohl von der Monomerkomposition, als auch der Füllergröße und -zusammensetzung abhängig ist.

Eine raue Oberfläche bedingt die Adhäsion oraler Bakterien (Teughels et al. 2006). Außerdem sorgt eine glatte Oberfläche für den Erhalt der Härte eines Werkstoffs (Tan et al. 2000). Erhöhte Plaque-Anhäufung, ästhetische Einschnitte und Gewebereizung manifestieren sich in Zusammenhang mit unpolierten Oberflächen (Weitman und Eames 1975). Auch optische Parameter wie Glanz (Takahashi et al. 2013, Kamonkhantikul al. 2016) und Farbbeständigkeit

werden im Zusammenhang zur Oberflächenrauheit ermittelt (Roselino et al. 2015, Gouveia et al. 2016).

Vor allem anhand der weit verbreiteten Rauheitsparameter Ra und Rz zeigte sich, dass sich der keramische Prothesenzahn (Physioset CT) von den übrigen unterschied. Dieser zeigte dabei den absolut geringsten Rauheitszuwachs (Ra: 0,001 μm) bzw. die einzige Rauheitsreduktion (Rz) im Zeitverlauf (Tab. 8/ Abb. 9, s. S. 44). Der quervernetzte Tribos 501 (PMMA) schnitt durch einen wesentlich geringeren Rauheitsanstieg besser ab als die Komposit-Zähne Physiostar NFC+ (Ra, Rz, Rmax) und SR Phonares II (Ra) sowie der acrylatische Artegral (Ra). Bestätigend erzeugte poliertes PMMA bei Mickeviciute, Ivanauskiene und Noreikiene 2016 bessere Ergebnisse in der Rauigkeitstestung als Bis-Acrylate.

Dieser Parameter korreliert eng mit einigen anderen werkstoffkundlichen Faktoren. Ayaz et al. 2014 demonstrierten z. B., dass Prothesenreiniger die Oberflächenrauheit von acrylatischen Prothesenzähnen vermindert, nachdem Zigarettenrauch Verfärbungen verursacht hat und die Oberfläche angeraut wurde. Trotz der Wahl eines Reinigungsmittels (Colgate Purfrisch), welches für einen geringen abrasiven Effekt bekannt ist (Gonser et al. 2008), konnte dies im hiesigen Falle nicht bestätigt werden: Die Tabellen 6 und 7 (s. S. 41 und 42) beweisen, dass der Putzvorgang, wie bei Kamonkhantikul et al. 2016, eine erhöhte Rauigkeit zutage fördert. Auch Yuzugullu et al. 2016 kamen bei ihren Untersuchungen der Effekte von Prothesenreinigern auf die Rauheit der Oberflächen und die Mikrohärtigkeit herkömmlicher Prothesenzähne zu dem Ergebnis, dass Corega Tabs und NaOCl die Oberflächenrauigkeit – mit Ausnahme von Nanohybridkompositfabrikaten (NHC) – steigerten und die Mikrohärtigkeit aller in Rahmen des Versuchs untersuchten Werkstoffe kompromittierten (PMMA, *double crosslinked* PMMA und Isosit).

Rz, die gemittelte Rautiefe aus den Werten der Einzelmessstrecken, ist ein valider Indikator für Oberflächenrauheit (Urbainsky 2007). Ra, der arithmetische Mittenrauwert, gewährleistet gegenüber Spitzen und Riefen keine Auskünfte, was ein Kritikpunkt ist. In der Literatur gilt ein $Ra > 0,2 \mu\text{m}$ als kritisch, da ab diesem Wert die Akkumulation von Bakterienanlagerungen ermöglicht wird (Bollen et al. 1997). Einer klinischen Studie zufolge können Patienten Ra-Werte zwischen 0,25 und 0,5 μm unterscheiden (Jones et al. 2004). Alle hier getesteten Prothesenzähne wiesen weitaus niedrigere Ra-Werte auf (s. S. 44: Abb. 9 und Tab. 8). Selbst der Phonares II, der am schlechtesten abgeschnitten hat, hatte einen Ra-Wert von 0,037 μm .

6.5.4 Diskussion der Verschleißergebnisse nach Kausimulation

Den stärksten Abtrag hatte der SR Phonares II der Fa. Ivoclar zu verzeichnen; dessen Minima hatten bereits größere Substanzdefekte als die Maxima der anderen Prothesenbackenzähne zu verzeichnen. Danach folgten der Shofu HC Veracia (MF-H) und der Tribos 501 PM (PMMA). Die geringste Abrasion zeigte der acrylatische Merz-Artegral, wobei der keramische Prothesenzahn Bonartic CT Porcelaine in Belangen der geringsten Minima mit diesem verglichen werden konnte. Allerdings ist es bei einem der keramischen Prothesenzähne zu einem Materialversagen gekommen, welches in der Fachliteratur als „chipping“ bezeichnet wird – eine komplette Wand brach heraus, was diesen Prothesenzahn unbrauchbar machte und den Schnitt der keramischen Prothesenzähne verschlechterte. Unterschiedliches erfuhren Zhi et al. 2016; unter den diversen Serien von Komposit- und der Serie aus Keramik-CAD/CAM-Blocks erzeugte das keramische Material (Vita Mark II) die besten Ergebnisse, gefolgt von Lava Ultimate.

Ähnliche Studien der Vergangenheit zeigten ein relativ heterogenes Gesamtbild. Bei Coffey et al. 1985 und Ogle et al. 1985 wurden konventionelle und quervernetzte PMMA-Prothesenzähne jeweils *in vitro* und im Rahmen des klinischen Gebrauches verglichen. Die Werkkörper aus quervernetztem PMMA erzielten gegenüber jenen aus konventionellem Acrylat bessere Ergebnisse. Letztere fanden heraus, dass nach dreijährigem klinischem Gebrauch die IPN-Fabrikate 28 % weniger Verschleiß aufwiesen.

Andere Studien, welche auch Komposit-Prothesenzähne einbezogen haben, zeigen tendenziell, dass diese den acrylatischen überlegen waren (Fraunhofer et al. 1988, Latta und Shaner 2010, Stober et al. 2010, Ghazal und Kern M. 2010 und Hao et al. 2014): Bei Suzuki 2004 zeigten Prothesenzähne aus Komposit der 2. Generation (Nanofüllerkomposit, Veracia) im Vergleich zu jenen aus Mikrofüllerkomposit (SR-Orthosit, Endura) in Belangen des Abriebs gleichwertige Resultate. Beim Versuch von Hahnel et al. 2010 hatte SR Phonares (NHC) bessere Abrasionsergebnisse als jede PMMA-Zahn-Variante (Premium 6, ungefülltes PMMA; Vitapan, gefülltes PMMA und SR DCL Vivodent, DCL PMMA).

Dies kann im Rahmen dieser Studie nicht bestätigt werden – als Erklärung hierfür sind wahrscheinlich die Eigenschaften des Materials OMP-N zu nennen. Die Fa. Merz verwendet dieses acrylatische Derivat, welches über seine quervernetzten Makromoleküle im Nanobereich erhöhten Abriebwiderstand erreicht. Der Mangel an anorganischen Fasern und Füllkörpern sowie die an Makromolekülen angebrachten Copolymerstrukturen wirken im Sinne einer Abrasionslinderung, indem sie wirkende Kräfte in Richtung Prothesenbasis weiterleiten

– OMP-N sei für gingival gelagerten Zahnersatz indiziert (Merz Dental). Ein vergleichbares Bild lieferten Munshi et al. 2017: In dieser Studie setzten sich Prothesenzähne aus IPN und quervernetztem PMMA gegenüber einem aus NHC bei einem Zwei-Körper-Substanzabtrag durch. Auch stellte sich heraus, dass UDMA-Zähne zwar bessere Ergebnisse in den Verschleißuntersuchungen erzielten; jedoch waren diese spröder, brüchiger und hatten einen schlechteren Verbund zur Prothesenbasis.

In der von Stober et al. 2006 publizierten Studie deutete sich an, dass keine definitive Aussage über den Zusammenhang der chemischen Zusammensetzung der Prothesenzähne hinsichtlich des Abrasionsverhaltens getroffen werden konnte. Stawarczyk et al. 2013 und Mainjot et al. 2016 andererseits zeigten, dass der Polymerisationstyp Einfluss auf den Verschleiß ausübt. Auch der Fülleranteil ist wichtig. Letztere zeigten, dass Füllstoffe zwar die Härte erhöhen, sich aber ab einem Fülleranteil von über 60 % die Biegefestigkeit reduziert.

Kunststoffe gehören zu den duktilen Materialien und Keramiken zu den spröden. Polymere Werkstoffe zeigten in der Vergangenheit schlechtere Abrasionsergebnisse als Keramiken (Stawarczyk et al. 2015). Hierbei kann diskutiert werden, inwiefern sich diese Information mit der hiesigen Studie vergleichen ließe: Die Abrasionsergebnisse des Candulor Bonartic waren, abgesehen von dem „gechipten“ Prothesenzahn, sehr gut. Sicherlich ist eine *Chipping Rate* von 10 % als hoch einzuschätzen, allerdings wurde keiner der Prothesenzähne irgendeinem prothetischen Aufstellungsprinzip entsprechend im Kausimulator aufgestellt. Ein vergleichsweise spröder und harter Werkstoff wird bei ungünstigen Belastungsverhältnissen wahrscheinlicher abplatzen als ein weicher und elastischer.

Interessant war eine Teilerkenntnis Ghazals et al. 2008; man hatte Feldspatkeramik, Nanofüllerkomposit und ein acrylatisches Produkt im Zuge der Kausimulation gegen Zahnschmelz und gegeneinander arbeiten lassen. In Bezug zum rein künstlichen Verschleißverhalten unterschieden sich die Abtragwerte der Kombinationen FC-FC und NCR-NCR nicht signifikant voneinander. Dies ist ein Argument für die Wahl desselben Prothesenzahntyps in Unter- sowie in Oberkieferzahnersatz.

Limitierend zu betrachten ist hier sicherlich die *In-vitro*-Natur dieses Versuchsaufbaus; schließlich spielen Faktoren wie das Geschlecht, das Alter, die interindividuelle Kaukraft und -Frequenz sowie die Speichelzusammensetzung eine tragende Rolle (Anders et al. 1993, Mair et al. 1996, Rosentritt et al. 2009, Heintze 2010, Stawarczyk et al. 2013). Zur Ermittlung der Verschleißcharakteristika und zum Heranführen eines Vergleiches zwischen den unterschiedlichen Materialien eignet sich diese Methode jedoch.

Die PMMA-basierten Prothesenzähne zeigten, ähnlich wie bei Ghazal, Steiner und Kern 2008 und Munshi et al. 2017, überdurchschnittliche Ergebnisse bei den Abrasionstestungen, was mit früheren Erkenntnissen nicht übereinstimmt. Acrylatische Prothesenzähne waren zehnmal schlechter in Abrasionstests als keramische (Marxkors 2008).

7 Schlussfolgerung

Die anhand dieser Studie erhobenen Ergebnisse deuten darauf hin, dass die unterschiedlichen Prothesenzahnvarianten von Premiumqualität alle sehr gut abschneiden. Jeder der getesteten künstlichen Frontzähne ragte zumindest in einzelnen Disziplinen heraus. Der keramische Prothesenzahn setzte sich schlussendlich gegenüber den anderen Sorten in Belangen der Rauheit und der Farbstabilität durch. Die acrylatischen Prothesenzähne lieferten bei der Analyse der Oberflächenbeschaffenheit sehr stabile Ergebnisse; im Rahmen der Verschleißmessungen setzte sich der aus OMP-N strukturierte Artegral SZ sogar besser als der keramische Seitenzahn ab. Die beiden Komposit-Prothesenzähne unterschieden sich deutlich in ihrem Verhalten voneinander, jedoch wurden insgesamt an keinem Prothesenzahn klinisch wahrnehmbare Strukturveränderungen ausgelöst. Vor diesem Hintergrund ist es vertretbar, jede der hier überprüften Prothesenzahngarnituren zu empfehlen. Die insgesamt besten Ergebnisse lieferte der keramische Prothesenzahn; allerdings sind Nachteile wie erhöhte Kosten, ungünstiges Prothesendesign und der verhältnismäßig schlechtere Verbund zwischen Zahn und Prothesenbasis sowie der damit verbundene höhere Aufwand im Vergleich zu Prothesenzähnen aus Kunststoff auch zu betrachten. Fest steht, dass die hierbei getesteten Prothesenzähne aus PMMA sehr gute Ergebnisse hervorgerufen haben und nicht als schlechter einzustufen sind als diejenigen aus Komposit.

8 Literaturverzeichnis

- ADDY M, MAHDAVI SA, LOYN T: Dietary staining in vitro by mouthrinses as a comparative measure of antiseptic activity and predictor of staining in vivo. *J Dent* **1995**; 23: 95-99
- ALBELADI HK, AL-ROMAIZAN AN, HUSSEIN MA: Role of cross-linking process on the performance of PMMA. *International Journal of Biosensors & Bioelectronics*, Volume 3 Issue 3 - **2017**
- AL KHERAIF AA, QASIM SS, RAMAKRISHNAIAH R, IHTESHAM UR R: Effect of different beverages on the color stability and degree of conversion of nano and microhybrid composites. *Dent Mater J* **2013**; 32: 326-331
- ANDERS J, STAVROS K, TORGNY H, RIDWAAN OE CG: Covariation of some factors associated with occlusal tooth wear in a selected high-wear sample. *Eur J Oral Sci* **1993**; 101: 398-406
- ARANA-CORREA BE, SEPULVEDA-NAVARRO WF, FLOREZ FL, URBAN VN, JORGE JH, CAMPANHA NH: Colour stability of acrylic resin denture teeth after immersion in different beverages. *Eur J Prosthodont Restor Dent* **2014**; 22: 56-61
- AYAZ EA, ALTINTAS SH, TURGUT S: Effects of cigarette smoke and denture cleaners on the surface roughness and color stability of different denture teeth. *J Prosthet Dent* **2014**; 112: 241-248
- AYAZ EA, BAGIS B, TURGUT S: Effects of thermal cycling on surface roughness, hardness and flexural strength of polymethylmethacrylate and polyamide denture base resins. *J Appl Biomater Funct Mater* **2015**; 16: 280-286
- BARBOSA DB, BARAO VA, MONTEIRO DR, COMAPGNONI MA, MARRA J: Bond strength of denture teeth to acrylic resin: effect of thermocycling and polymerisation methods. *Gerodontology* **2008**; 25: 237-244
- BLOCHOWICZ T, LAERI F: Einführung in die Messdatenanalyse für das Physikalische Praktikum, Darmstadt **2011**. Epub TU Darmstadt. URL: <https://docplayer.org/18729762-Einfuehrung-in-die-messdatenanalyse-fuer-das-physikalische-grundpraktikum.html> letzter Zugriff: 30.01.2022
- BOLLEN CM, LAMBRECHTS P, QUIRYNEN M: Comparison of surface roughness of oral hard materials to the threshold surface roughness for bacterial plaque retention: a review of the literature. *Dent Mater* **1997**; 13: 258-269.
- BROWN WS, JACOBS HR, THOMPSON RE: Thermal fatigue in teeth. *J Dent Res* **1972**; 51: 461-467
- BRUNNER E, LANGER F: Nichtparametrische Analyse longitudinaler Daten. R. Oldenbourg-Verlag, München/Wien **1999**
- BÜHL A: SPSS 23 – Einführung in die moderne Datenanalyse. 15. Auflage Pearson Verlag, Hallbergmoos **2016**
- CANDULOR: <https://www.candulor.com/sites/default/files/media/downloads/CA_PhysioStar_NFC%2B_Broschuere_DE_WEB.pdf> letzter Zugriff am 30.08.2021
- CANDULOR: <<https://www.candulor.com/de/produktportfolio/zahnlinien/physiose-t-ct>> letzter Zugriff am 15.12.2018

- CAVALCANTE LM, MASOURAS K, WATTS DC, PIMENTA LA, SILIKAS N:
Effect of nanofillers' size on surface properties after toothbrush abrasion.
Am J Dent **2009**; 22: 60-64
- CHO LR, YI YJ, Heo SJ: Effect of tooth brushing and thermal cycling on a
surface change of ceromers finished with different methods. J Oral
Rehabil **2002**; 29: 816-822
- CHRISTEN HR: Grundlagen der allgemeinen und anorganischen Chemie. 6.
Auflage. Salle & Sauerländer, Frankfurt/M. **1980**; 88-89
- CHUNG K: Effects of finishing and polishing procedures and the surface texture
of resin composites. Dent Mater **1994**; 10: 325-330
- COFFEY J, GOODKIND R, DeLONG R, DOUGLAS WH: In vitro study of the
wear characteristics of natural and artificial teeth. J Prosthet Dent **1985**;
54: 273-280
- CRAIG R, POWERS J, WATAHA J: Zahnärztliche Werkstoffe: Eigenschaften
und Verarbeitung. Elsevier Verlag, München **2006**
- DEUTSCHES REICHSPATENT 737058, Kulzer & Co., 08.09.1936
- DIEDRICHS G, ROSENHAIN P: Galvanoforming. Bio-Ästhetik in der
restaurativen Zahnheilkunde. Neuer Merkur, München **1995**; 13-16
- DIETSCHI D, CAMPANILE G, HOLZ J, MEYER JM: Comparison of the color
stability of ten new-generation composites: an in vitro study. Dent Mater
1994; 10: 353-362
- DÖRFER, SCHIFFNER, STAEHLE: Häusliche mechanische Zahn- und
Mundpflege. DGZMK Stellungnahme **2007**
- DORAY PG, LI D, POWERS JM: Color stability of provisional restorative
materials after accelerated aging. J Prosthodont **2001**; 10: 212-216
- DOS SANTOS DM, da SILVA EVF, WATANABE D, BITENCOURT SB,
GUIOTTI AM, GOIATO MC: Effect of different acidic solutions on the
optical behavior of lithium disilicate ceramics. J Prosthet Dent **2017**; 118:
430-436
- EICHNER K, KAPPERT HF: Zahnärztliche Werkstoffe und ihre Verarbeitung.
Band 1. Grundlagen und Verarbeitung, 6. Aufl. Thieme Verlag **1996**; 173-
209
- EICHNER K, KAPPERT HF: Zahnärztliche Werkstoffe und ihre Verarbeitung.
Band 2. Werkstoffe unter klinischen Aspekten, 6.Aufl. Thieme Verlag
2008; 204-239
- ERICHSEN, Glanz. URL:
<<https://www.erichsen.de/oberflaechenpruefung/glanz>> letzter Zugriff am
18.12.2018.
- ERTAS E, GULER AU, YUCEL AC, KOPRULU H, GULER E: Color stability of
resin composites after immersion in different drinks. Dent Mater **2006**; 25:
371-406
- FALKENSAMMLER F, ARNETZL GV, WILDBURGER A, FREUDENTHALER J:
Color stability of different composite resin materials. J Prosthet Dent **2013**;
109: 378-383
- FINGER W: Mechanisch-dynamische Eigenschaften von Prothesen-
Kunststoffen. Dtsch Zahnärztl Z **1975** 30:665-671
- FOSER HP: Philosophie und Entwicklung moderner Konfektionszähne. Dental
Spectrum **1999**; 15: 185-195
- FREESE AS: Porcelain fused to iridio-platinum crowns. J Prosthet Dent **1959**; 9:
847-850

- FREIRE TS, AGUILAR FG, GARCIA Lda F, PIRES-DE-SOUZA Fde C:
Colour stability of denture teeth submitted to different cleaning protocols and accelerated artificial aging. *Eur J Prosthodont Restor Dent* **2014**
- GAROUSHI S, LASSILA L, HATEM M, SHEMBESH M, BAADY L, SALIM Z, VALLITTU P: Influence of staining solutions and whitening procedures on discoloration of hybrid composite resins. *Acta Odontol Scand* **2013**; 71: 144-150
- GEBDI DENTAL: URL: <<https://www.gebdi-dental.com/downloads/category/8-kataloge.html>> letzter Zugriff am 18.12.2018
- GHAHRAMANLOO A, MADANI AS, SOHRABI K, SABZEVARI S: An evaluation of color stability of reinforced composite resin compared with dental porcelain in commonly consumed beverages. *J Calif Dent Assoc* **2008**; 36: 673-680
- GHAZAL M, HEDDERICH J, KERN M: Wear of feldspathic ceramic, nano-filled composite resin and acrylic resin artificial teeth when opposed to different antagonists. *Eur J Oral Sci* **2008**; 116: 585-592
- GHAZAL M, KERN M: Wear of denture teeth and their human enamel antagonists. *Quintessence Int* **2010**; 41:157-163
- GHAZAL M, STEINER M, KERN M: Wear resistance of artificial denture teeth. *Int J Prosthodont* **2008**: 166-168
- GHAZAL M, YANG B, LUDWIG K, KERN M: Two-body wear of resin and ceramic denture teeth in comparison to human enamel. *Dent Mater* **2008**; 24: 502-507
- GÖNÜLOL N, YLMAZ F: The effects of finishing and polishing techniques on surface roughness and color stability of nanocomposites. *J Dent* 40s: e64–e70
- GONSER F, KIESOW A, SAREMBE S, PETZOLD M:
Bewertung durch Zahnbürstenreinigung hervorgerufener Oberflächenveränderungen bei Prothesenkunststoffen. *Deutsche Zahnärztliche Zeitschrift* **2008**; 63: 689-696
- GOUVEIA TH, PUBLIO JC, AMBROSANO GM, PAULILLO LA, AGUIAR FH, LIMA DA: Evaluation of physical properties of a nanocomposite after aging, bleaching and staining. *J Appl Biomater Funct Mater* **2016**; 14: 256-265
- GREGORIUS WC, KATTADIYIL MT, GOODACRE CJ, ROGGENKAMP CL, POWERS JM, PARAVINA RD: Effects of ageing and staining on color of acrylic resin denture teeth. *J Dent*. **2012** Dec; 40 Suppl 2: e47-54
- GROß A: Kunststoffe in der Zahnmedizin. **1979**, 13; 142-146.
- GRÜNDLER H, SAVIC N: *Der Zahn der neuen Zeit*, Verlag: Neuer Merkur; Auflage: 1, **2003**
- HÄMMERLE C: *Dentale Keramiken: aktuelle Schwerpunkte für die Klinik*. Quintessenz, Berlin **2008**, 1-10
- HAHNEL S, BEHR M, HANDEL G, ROSENTRITT M: Two-body wear of artificial acrylic and composite resin teeth in relation to antagonist material. *J Prosthet Dent* **2009**; 101: 269-278
- HAHNEL S, BEHREND D, OTTL P, HANDEL G, ROSENTRITT M: Two-body wear of denture resin teeth. *IADR Barcelona 2010*. # 1456. <<https://iadr.confex.com/iadr/2010barce/webprogram/Paper138125.html>> letzter Zugriff am 10.07. 2015

- HAO Z, YIN H, WANG L, MENG Y:
Wear behavior of seven artificial resin teeth assessed with three-dimensional measurements. *J Prosthet Dent* **2014**; 112: 1507-1512
- HEINTZE SD, SCHMID-SCHWAP M, GRUNERT I, PIEHLSINGER E:
Verschleißresistenz zweier Prothesenzahnmaterialien in vivo. *Quintess Zahntech* **2009**; 6: 718-726
- HEINTZE SD, FORJANIC M, OHMITI K, ROUSSON V: Surface deterioration of dental materials after simulated toothbrushing in relation to brushing time and load. *Dent Mater* **2010**; 26: 306-319
- HEINTZE SD: Predictability of Clinical Wear by Laboratory Wear Methods for the Evaluation of Dental Restorative Materials. Ph Diss. Groningen **2010**
- HEIMER S, SCHMIDLIN PR, STAWARCZYK B: Discoloration of PMMA, composite and PEEK. *Clin Oral Investig* **2017**; 21: 1191-1200
- HICKEL R, ERNST HP, HALLER B, HUGO B, KUNZELMANN KH, MERTE K, OTT K, SCHMALZ G, STAEHLE HJ: Direkte Kompositrestaurationen im Seitenzahnbereich – Indikation und Lebensdauer. *Dtsch Zahnärztl Z* **2005**; 60: 10
- HOFFMANN-AXTHELM W: Die Geschichte der Zahnheilkunde. 1. Aufl. Quintessenz, Berlin **1973**; 66
- HOFFMANN M, KRÖMER H, KUHN R: Polymeranalytik I, Makromolekulare Strukturen, physikalische Methoden, Anwendungskriterien. 1. Aufl. Thieme Verlag, Leverkusen **1977**; 73-116
- HUSSEIN MA, EL SISHTAWY RM, ABU ZIED BM, ASIRI AM: The impact of cross-linking degree on the thermal and texture behavior of poly (methyl methacrylate). *Journal of Thermal Analysis and Calorimetry* **2016**; 124: 709–717
- IVOCLAR VIVADENT: <<http://www.ivoclarvivadent.ch/de-ch/alle-produkte/zaehne/sr-phonares-ij>, Wissenschaftliche Dokumentation/Broschüre Phonares II> letzter Zugriff am 18.12.2018
- JANDA R: Chemie und Physik zahnärztlicher Kunststoffe, In: Eichner K; Kappert H F (Hrsg.): Zahnärztliche Werkstoffe und ihre Verarbeitung Bd.1. Hüthig, Heidelberg **1996**, 173-210.
- JANDA R: Kunststoffverbundsysteme. Grundlagen, Anwendung, Verarbeitung, Prüfung. VHC, Weinheim, **1990**
- JANDA R: Stand der Entwicklung auf dem Gebiet der Zahnfüllungskunststoffe. *Quintessenz* 39 1067/1073, 1243/1253, 1393/1398 **1988**
- JONES CS, BILLINGTON RW, PEARSON GJ: The in vivo perception of roughness of restorations. *Br Dent J* **2004**; 196: 42-45
- KAMINSKY M: Farbe und Farbstabilität von zahnärztlichen Füllungskunststoffen in Abhängigkeit von Polymerisationsmodus, Polymerisationsdauer und Lagerungsmedium. Med Diss. Berlin **2003**
- KAMONKHANTIKUL K, ARKSORNNUKIT M, TAKAHASHI H, KANEHIRA M, FINGER WJ: Polishing and toothbrushing alters the surface roughness and gloss of composite resins. *Dent Mater* **2014**; 33, 599-606
- KAMONKHANTIKUL K, ARKSORNNUKIT M, LAUVAHUTANON S, TAKAHASHI H: Toothbrushing alters the surface roughness and gloss of composite resin CAD/CAM blocks. *Dent Mater* **2016**; 35: 225-232

- KAMONWANON P, YODMONGKOL S, CHANTARACHINDAWONG R, THAWEEBOON S, THAWEEBOON B, SRIKHIRIN T: Wear resistance of a modified polymethyl methacrylate artificial tooth compared to five commercially available artificial tooth materials. *J Prosthet Dent* **2015**; 114: 286-292
- KERN M, KOHAL R J, MEHL A, POSPIECH P, FRANKENBERGER R, REISS B, WIEDHAHN K, KUNZELMANN KH: Vollkeramik auf einen Blick. 5. Aufl., Arbeitsgemeinschaft für Keramik in der Zahnheilkunde e.V., Ettlingen **2012**; 7ff
- KEYF F, ETIKAN I: Evaluation of gloss changes of two denture acrylic resin materials in four different beverages. *Dent Mater* **2004**; 20: 244-51.
- KHAWAJA B, DIEDRICHS G, HUGGER A: Oberflächenbeschaffenheit und Farbstabilität neuer Hochleistungskunststoffe für die CAD/CAM-Technik. *Med Diss. Düsseldorf* **2015**
- KOECK B: Totalprothesen: Praxis der Zahnheilkunde Band 7. Elsevier, München, **2005**; 376
- KÖRBER K, LUDWIG K: Zahnärztliche Werkstoffkunde und Technologie. 2. Aufl. Thieme, Stuttgart, New York, **1993**; 128-132
- KOIZUMI H, SAIKI O, NOGAWA H, HIRABA H, OKAZAKI T, MATSUMURA H: Surface roughness and gloss of current CAD/CAM resin composites before and after toothbrush abrasion. *Dent Mater J* **2015**; 34: 881-887
- KOKSAL T, DIKBAS I: Color Stability of Different Denture Teeth Materials against Various Staining Agents. *Dent Mater J* **2008**; 27: 139–144
- KUNZELMANN KH: Aufbau der Kompositfüllungswerkstoffe. In: Kappert HF; Eichner K (Hrsg.): Zahnärztliche Werkstoffe und ihre Verarbeitung Bd.2. Thieme, Stuttgart **2008**, 204-239
- KURTULMUS-YILMAZ, DENIZ ST: Evaluation of staining susceptibility of resin artificial teeth and stain removal efficacy of denture cleansers. *Acta Odontol Scand* **2014**; 72: 811-818
- LAMPMAN S: Characterization and failure analysis of plastics. OH: ASM International; **2003**. 8,9,17,267-273
- LATTA M, SHANER J: Localized wear of denture tooth materials. IADR Barcelona 2010. # 4068.
<<https://iadr.confex.com/iadr/2010barce/webprogram/Paper140085.html>>
> letzter Zugriff am 10.07. 2015
- LEE A, HE LH, LYONS K, SWAIN MV: Tooth wear and wear investigations in dentistry. *J Oral Rehabil* **2012**; 39: 217-225
- LEFEVER D, PERAKIS N, ROIG M, KREJCI I, ARDU S: The effect of toothbrushing on surface gloss of resin composites. *Am J Dent* **2012**; 25: 54-58
- LEFEVER D, KREJCI I, ARDU S: Laboratory evaluation of the effect of toothbrushing on surface gloss of resin composites. *Am J Dent* **2014**; 27: 42-46
- LENHARD, W, LENHARD, A: Berechnung von Effektstärken. <<http://lindaregber.com/effekt-berechnen-interpretieren/>>. Berlin: Linda Regber, MPH. DOI: 10.13140/RG.2.1.3478.4245, **2016**. letzter Zugriff am 16.12.2018
- LIENERT GA, RAATZ U: Testaufbau und Testanalyse, 5. Aufl. Weinheim: Psychologie Verlags Union, **1994**; 9, 159

- MACHADO AL, PUCKETT AD, BREEDING LC, WADY AF, VERGANI CE:
Effect of thermocycling on the flexural and impact strength of urethane-based and high-impact denture base resins. *Gerodontology* **2012**; 29: 318-323
- MAINJOT AK, DUPONT NM, OUDKERK JC, DEWAELE TY, SADOON MJ: From Artisanal to CAD-CAM Blocks: State of the Art of Indirect Composites. *J Dent Res* **2016**; 95: 487-495
- MAIR LH, STOLARSKI TA, VOWLES RW, LLOYD CH: Wear: mechanisms, manifestations and measurement. Report of a workshop. *J Dent* **1996**; 24: 141-148
- MARXKORS R, MEINERS H, GEIS GERSTORFER J: Taschenbuch der zahnärztlichen Werkstoffkunde: Vom Defekt zur Restauration. Deutscher Zahnärzte Verlag, Köln **2008**, 99; 224-228
- McCRACKEN GI, JANSSEN J, SWAN M, STEEN N, de JAGER M, HEASMAN PA: Effect of brushing force and time on plaque removal using a powered toothbrush. *J Clin Periodontol* **2003**; 30: 409- 413
- MEINERS H, LEHMANN K: Klinische Materialkunde für Zahnärzte. Hanser Verlag, München, **1997**
- MERZ DENTAL:
<<http://www.en.merzdental.de/content/244.php?PHPSESSID=4650337ae8160d343f966f252ffb3612>> letzter Zugriff am 22.11.2018
- MICKEVICIUTE E, IVANAUSKIENE E, NOREIKIENE V: In vitro color and roughness stability of different temporary restorative materials. *Stomatologija* **2016**; 18: 66-72
- MIN K, SILBERSTEIN M, ALURU N. Crosslinking PMMA: Molecular dynamics investigation of the shear response. *Journal of Polymer Science Part B: Polymer Physics*. **2014**; 52: 444449
- MÖRMANN WH, STAWARCZYK B, ENDER A, SENER B, ATTIN T, MEHL A: Wear characteristics of current aesthetic dental restorative CAD/CAM materials: two-body wear, gloss retention, roughness and Martens hardness. *J Mech Behav Biomed Mater* **2013**; 20: 113-25
- WINKLER S, MONASKY G, KWOK J: Laboratory wear investigation of resin posterior denture teeth. *J Prosthet Dent* **1992**; 67: 812-814
- MOTRO PF, KURSOGLU P, KAZAZOGLU E: Effects of different surface treatments on stainability of ceramics. *J Prosthet Dent* **2012**; 108: 231-237
- MUNSHI N, ROSENBLUM M, JIANG S, FLINTON R:
In Vitro Wear Resistance of Nano-Hybrid Composite Denture Teeth. *J Prosthodont* **2017**; 26:224-229
- MUTLU-SAGESEN L, ERGÜN G, OZCAN Y, BEK B: Color stability of different denture teeth materials: an in vitro study. *J Oral Sci* **2001**; 43: 193-205
- NASIM I, NEELAKANTAN P, SUJEER R, SUBBARAO CV: Color stability of microfilled, microhybrid and nanocomposite resins - an in vitro study. *J Dent* **2010**; 38: 137-142
- NEUENDORF, KA: The Content Analysis Guidebook. Thousand Oaks: CA Sage. **2002**; 165-196
- NGUYEN JF, MIGONNEY V, RUSE ND, SADOON M: Resin composite blocks via high-pressure high- temperature polymerization. *Dent Mater* **2012**; 28: 529-534

- OGLE R, DAVID L, ORTMAN H: Clinical wear study of a new tooth material: part II. J Prosthet Dent **1985**; 54: 67-75
- OMATA Y, UNO S, NAKAOKI Y, TANAKA T, SANO H, YOSHIDA S, SIDHU SK: Staining of hybrid composites with coffee, oolong tea, or red wine. Dent Mater J **2006**; 25: 125-131
- PEAMPRING C, SANOHKAN S: Effect of thermocycling on flexural strength and weibull statistics of machinable glass-ceramic and composite resin. J Indian Prosthodont Soc **2014**; 14: 376- 380
- PERTHEN-GMBH, Bedienungsanleitung für Perthometer C5D. Göttingen **1993**
- POSPIECH P, TINSCHERT J, RAIGRODSKI A: Keramik-Vollkeramik, Ein Kompendium für die keramikgerechte Anwendung vollkeramischer Systeme in der Zahnmedizin. 3M-Espe, Homburg / Saar **2004**; 11, 65
- PREIS V, BEHR M, KOLBECK C, HAHNEL S, HANDEL G, ROSENTRITT M: Wear performance of substructure ceramics and veneering porcelains. Dent Mater **2011**; 27: 796-804
- PROSKAUER C, WITT F H: Bildgeschichte der Zahnheilkunde. DuMont Schauberg Verlag, Köln **1962**; 187
- REIS KR, BONFANTE G, PEGORARO LF, CONTI PC, OLIVEIRA PC, KAIZER OB: In vitro wear resistance of three types of polymethyl methacrylate denture teeth. J Appl Oral Sci **2008**; 16: 176-180
- RICHMOND R, MACFARLANE TV, McCORD JF: An evaluation of the surface changes in PMMA biomaterial formulations as a result of toothbrush/dentifrice abrasion. Dent Mater **2004**; 20:124-32
- ROSENTRITT M, BEHR M, VAN DER ZEL JM, FEILZER AJ: Approach for valuating the influence of laboratory simulation. Dent Mater **2009**; 25: 348-352
- ROSELINO Lde M, CRUVINEL DR, CHINELATTI MA, PIRES-DE-SOUZA Fde C: Effect of brushing and accelerated ageing on color stability and surface roughness of composites. J Dent **2013**; 41 Suppl 5: e54-61
- ROSELINO Lde M, CHINELATTI MA, ALANDIA-ROMAN CC, PIRES-DE-SOUZA Fde C: Effect of Brushing Time and Dentifrice Abrasiveness on Color Change and Surface Roughness of Resin Composites. Braz Dent J **2015**; 26: 507-513
- ROULET JF: Benefits and disadvantages of tooth-coloured alternatives to amalgam. J Dent **1997**; 25: 459-473
- RUYTER IE, NILNER K, MOLLER B: Color stability of dental composite resin materials for crown and bridge veneers. Dent Mater **1987**; 3: 246-251
- SATOH Y, OHTANI K, MAEJIMA K, MORIKAWA M, MATSUZU M, NAGAI E, TOYOMA H, OHWA M, OHKI K, KAKETANI M, NISHIYAMA M: Wear of artificial denture teeth by use of toothbrushes. Part 1: Abrasive wear of anterior teeth. Nihon Univ Sch Dent **1990**; 32: 247-258
- SEHER J, VIOHL J: In vitro Verfärbungen von Kunststoffen durch Farbstoffe und UV Strahlung. Dtsch Zahnärztl Z **1992**; 47: 634-636
- SHOFU: <https://www.shofu.de/wp-content/uploads/2018/09/Veracia-BRO-DE-2019-09.pdf>. letzter Zugriff am 15.12.2018
- SORGINI DB, da SILVA-LOVATO CH, MUGLIA VA, de SOUZA RF, de ARRUDA CN, PARANHOS Hde F: Adverse effects on PMMA caused by mechanical and combined methods of denture cleansing. Braz Dent J **2015**; 26: 292-296

- SPIERINGS TA, PETERS MC, BOSMAN FP, PLASSCHAERT AJ: Verification of theoretical modeling of heat transmission in teeth by in vivo experiments. *J Dent Res* **1987**; 66: 1336-1339
- STATISTISCHES BUNDESAMT (DESTATIS):13. Koordinierte Bevölkerungsvorausberechnung für Deutschland, **2018**. URL: <<https://service.destatis.de/bevoelkerungspyramide/#!y=2056>.> letzter Zugriff am 19.12.2018
- STAWARCZYK B, SENER B, TROTTMANN A, ROOS M, OZCAN M, HAMMERLE CH: Discoloration of manually fabricated resins and industrially fabricated CAD/CAM blocks versus glass-ceramic: effect of storage media, duration, and subsequent polishing. *Dent Mater J* **2012**; 31: 377-383
- STAWARCZYK B, ÖZCAN M, TROTTMANN A, SCHMUTZ F, ROOS M, HÄMMERLE C.: Two-body wear rate of CAD/CAM resin blocks and their enamel antagonists. *J Prosthet Dent* **2013**; 109: 325-332
- STAWARCZYK B: Langzeitstabilität von CAD/CAM-Kunststoffen. Med Diss. München **2013**
- STAWARCZYK B, LIEBERMANN A, EICHBERGER M, GUTH JF: Evaluation of mechanical and optical behavior of current esthetic dental restorative CAD/CAM composites. *J Mech Behav Biomed Mater* **2015**; 55: 1-11
- STOBER T, GILDE H, LENZ P: Color stability of highly filled composite resin materials for facings. *Dent Mater* **2001**; 17: 87-94
- STOBER T, LUTZ T, GILDE H, RAMMELSBERG P: Wear of resin denture teeth by two-body contact. *Dent Mater* **2006**; 22: 243-249
- STOBER T, HENNINGER M, SCHMITTER M, PRITSCH M, RAMMELSBERG P: Three-body wear of resin denture teeth with and without nanofillers. *J Prosthet Dent* **2010**; 103: 108-117
- STRUB JR, TÜRP JC, WITKOWSKI S, HÜRZELER MB, KERN M: Curriculum Prothetik Bd.2, 3. Aufl., Quintessenz, Berlin **2005**; 615-626
- STRUB JR, TJ, WITKOWSKI S, HÜRZELER MB, KERN M: Curriculum Prothetik, Band II., 4. Aufl., Quintessenz, Berlin **2011**; 355-359
- STÜTTGEN U: Begleitwort in: GRÜNDLER H, SAVIC N: Der Zahn der neuen Zeit, Verlag: Neuer Merkur; Auflage: 1, **2003**
- SUBRAMANIAN D, SIVAGAMI G, SENDHILNATHAN D, RAJMOHAN C: Effect of thermocycling on the flexural strength of porcelain laminate veneers. *J Conserv Dent* **2008**; 11: 144-149
- SULIEMAN M: An Overview of Tooth Discoloration: Extrinsic, Intrinsic and Internalized Stains. *Dent Update* **2005**; 32: 463-464, 466-468, 471
- SUWANNAROOP P, CHAIJAREENONT P, KOOTTATHAPE N, TAKAHASHI H, ARKSORNNUKIT M: In vitro wear resistance, hardness and elastic modulus of artificial denture teeth. *Dent Mater J* **2011**; 30: 461-468
- SUZUKI S: In vitro wear of nano-composite denture teeth. *J Prosthodont* **2004**; 13: 238-243
- TAKAHASHI Y, HASEGAWA J, HIRANUMA K: Properties of experimental high abrasion resistance plastic teeth. *J Biomed Mater Res* **1990**; 24: 1661-1671
- TAKAHASHI R, JIN J, NIKAIDO T, TAGAMI J, HICKEL R, KUNZELMANN KH: Surface characterization of current composites after toothbrush abrasion. *Dent Mater J* **2013**; 32: 75-82

- TAN HK, WOO A, KIM S, LAMOUREUX M, GRACE M: Effect of denture cleansers, surface finish and temperature on Molloplast B resilient liner color, hardness, and texture. *J Prosthodont* **2000**; 9: 148-155
- TANOUE N, MATSUMURA H, ATSUTA M: Wear and surface roughness of current prosthetic composites after toothbrush/dentifrice abrasion. *J Prosthet Dent* **2000**; 84: 93-97
- TELLEFSEN G, LILJEBORG A, JOHANNSEN A, JOHANNSEN G: The role of the toothbrush in the abrasion process. *Int J Dent Hyg* **2011**; 9: 284-90.
- TEUGHELIS W, VAN ASSCHE N, SLIEPEN I, QUIRYNEN M: Effect of material characteristics and/or surface topography on biofilm development. *Clin Oral Implants Res* **2006**; 17: 68–81
- URBAINSKY C: Untersuchung der Oberflächenrauigkeit unterschiedlich bearbeiteter Metallkeramikronen. *Med Diss. Bochum* **2007**
- VAN DER WEIJDEN, G. A., TIMMERMANN, M. F., NIJBOER, A., LIE, M. A. & VAN DER VELDEN, U.:
A comparative study of electric toothbrushes for the effectiveness of plaque removal in relation to toothbrushing duration. Timerstudy. *Journal of Clinical Periodontology* **1993**; 20: 476– 481
- von FRAUNHOFER J, RAZAVI R, KHAN Z: Wear characteristics of high-strength denture teeth. *J Prosthet Dent* **1988**; 59: 173-175
- VORONETS J, JAEGGI T, BUERGIN W, LUSSI A:
Controlled toothbrush abrasion of softened human enamel. *Caries Res*, **2008**; 42: 286-290
- WATZKE R: Plastikzahn nicht gleich Plastikzahn. *Zahnarzt & Praxis* **2010**, 13: 420ff
- WANG JS, STOHLER CS: Force-time breakage characteristics of food during simulated initial phase of mastication. *Proc Natl Sci Counc Repub China B*. **1990**; 14: 228-232
- WASSEL RW, MCCABE JF, WALLS AW: A two-body frictional wear test
J Dent Res **1994**; 1546-1553
- WEITMAN RT, EAMES WB: Plaque Accumulation on Composite Surfaces after Various Finishing Procedures. *Journal of the American Dental Association* **1975**; 91: 101-106
- YUZUGULLU B, ACAR O, CETINSAHIN C, CELIK C: Effect of different denture cleansers on surface roughness and microhardness of artificial denture teeth. *J Adv Prosthodont* **2016**; 8: 333-338
- ZEECK E: *Chronik der Zahntechnik*. Hamburg: Stemmann. **1985**
- ZEHNTNER: *Glanzmessung Einleitung*.
<http://www.zehntner.com/download/prospekt_intro_gloss_d_e.pdf>
letzter Zugriff am 18.2.2018
- ZHI L, BORTOLOTTI T, KREJCI I: Comparative in vitro wear resistance of CAD/CAM composite resin and ceramic materials. *J Prosthet Dent*. **2016**; 115: 199-202

9 Anhang A (Reliabilitätsprüfung)

Tabelle A1: Deskriptive statistische Kennwerte zur Genauigkeitsbeurteilung der Messungen der Rauigkeitsparameter Ra, Rz und Rmax für die einzelnen Hersteller/Materialien und für Gesamt.

Mittlere absolute Abweichung der Einzelmesswerte vom ‚wahren Messwert‘ bzw. vom ‚Erwartungswert‘ der Messung¹ für die Initialmessung (t1) und die Messung nach Konditionierung (t2)

		Ra (µm) t1	Rz (µm) t1	Rmax (µm) t1	Ra (µm) t2	Rz (µm) t2	Rmax (µm) t2
Candulor (Keramik)	M	0,003	0,048	0,090	0,003	0,038	0,091
	SD	0,002	0,037	0,099	0,003	0,037	0,096
	Min	0,000	0,004	0,009	0,000	0,004	0,016
	Max	0,007	0,127	0,369	0,011	0,122	0,329
Candulor (Komposit)	M	0,001	0,005	0,017	0,001	0,012	0,027
	SD	0,002	0,004	0,014	0,002	0,011	0,022
	Min	0,000	0,000	0,004	0,000	0,000	0,004
	Max	0,004	0,016	0,058	0,004	0,051	0,078
Gebdi Dental (PMMA)	M	0,002	0,021	0,056	0,002	0,022	0,033
	SD	0,002	0,017	0,052	0,002	0,019	0,031
	Min	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,004
	Max	0,004	0,056	0,182	0,007	0,073	0,098
Ivoclar (Komposit)	M	0,002	0,021	0,063	0,003	0,016	0,026
	SD	0,002	0,017	0,060	0,003	0,013	0,032
	Min	0,000	0,004	0,007	0,000	0,004	0,000
	Max	0,004	0,067	0,193	0,009	0,056	0,140
Merz (PMMA)	M	0,001	0,008	0,017	0,002	0,016	0,041
	SD	0,002	0,006	0,020	0,003	0,017	0,062
	Min	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,004
	Max	0,004	0,024	0,087	0,009	0,076	0,278
Gesamt	M	0,002	0,021	0,049	0,002	0,021	0,044
	SD	0,002	0,025	0,063	0,003	0,023	0,060
	Min	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000
	Max	0,007	0,127	0,369	0,011	0,122	0,329

¹ = Die Schätzung des wahren Messwertes erfolgte als arithmetisches Mittel der drei Wiederholungsmessungen

M = Arithmetischer Mittelwert

SD = Standardabweichung

Min = Minimum

Max = Maximum

Bei der Beurteilung der Tabellenwerte ist die Art des jeweiligen Parameters bzw. der jeweiligen Skala zu berücksichtigen.

Tabelle A2: Deskriptive statistische Kennwerte zur Genauigkeitsbeurteilung der Messungen der Farbraumparameter L*, a* und b* für die einzelnen Hersteller/ Materialien und für Gesamt.

Mittlere absolute Abweichung der Einzelmesswerte vom ‚wahren Messwert‘ bzw. vom ‚Erwartungswert der Messung‘¹ für die Initialmessung (t1) und die Messung nach Konditionierung (t2)

(Werte = Helligkeits- und Farbachsenwerte)

		L* t1	a* t1	b* t1	L* t2	a* t2	b* t2
Candulor (Keramik)	M	0,061	0,046	0,067	0,034	0,037	0,043
	SD	0,051	0,027	0,083	0,035	0,027	0,031
	Min	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000
	Max	0,178	0,089	0,356	0,111	0,089	0,089
Candulor (Komposit)	M	0,027	0,033	0,051	0,039	0,040	0,077
	SD	0,029	0,020	0,041	0,038	0,022	0,069
	Min	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000
	Max	0,089	0,044	0,178	0,111	0,067	0,311
Gebdi Dental (PMMA)	M	0,060	0,043	0,041	0,069	0,039	0,061
	SD	0,036	0,021	0,025	0,044	0,029	0,048
	Min	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000
	Max	0,133	0,067	0,089	0,178	0,111	0,156
Ivoclar (Komposit)	M	0,037	0,033	0,054	0,039	0,046	0,078
	SD	0,024	0,027	0,047	0,021	0,026	0,049
	Min	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000
	Max	0,089	0,089	0,200	0,067	0,111	0,200
Merz (PMMA)	M	0,072	0,048	0,119	0,056	0,027	0,063
	SD	0,053	0,025	0,055	0,111	0,034	0,058
	Min	0,000	0,000	0,044	0,000	0,000	0,000
	Max	0,178	0,089	0,222	0,511	0,133	0,289
Gesamt	M	0,051	0,041	0,066	0,047	0,038	0,064
	SD	0,043	0,025	0,060	0,059	0,028	0,053
	Min	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000
	Max	0,178	0,089	0,356	0,511	0,133	0,311

¹ = Die Schätzung des wahren Messwertes erfolgte als arithmetisches Mittel der drei Wiederholungsmessungen

M = Arithmetischer Mittelwert

SD = Standardabweichung

Min = Minimum

Max = Maximum

Bei der Beurteilung der Tabellenwerte ist die Art des jeweiligen Parameters bzw. der jeweiligen Skala zu berücksichtigen.

Tabelle A3: Deskriptive statistische Kennwerte zur Genauigkeitsbeurteilung der Glanzmessungen GU für die einzelnen Hersteller/Materialien und für Gesamt.

Mittlere absolute Abweichung der Einzelmesswerte vom ‚wahren Messwert‘ bzw. vom ‚Erwartungswert der Messung‘¹ für die Initialmessung (t1) und die Messung nach Konditionierung (t2)

		GU t1	GU t2
Candolor (Keramik)	M	0,020	0,013
	SD	0,027	0,021
	Min	0,000	0,000
	Max	0,089	0,044
Candolor (Komposit)	M	0,036	0,100
	SD	0,051	0,236
	Min	0,000	0,000
	Max	0,222	0,933
Gebdi Dental (PMMA)	M	0,011	0,011
	SD	0,020	0,020
	Min	0,000	0,000
	Max	0,044	0,044
Ivoclar (Komposit)	M	0,042	0,036
	SD	0,033	0,022
	Min	0,000	0,000
	Max	0,133	0,067
Merz (PMMA)	M	0,044	0,013
	SD	0,034	0,021
	Min	0,000	0,000
	Max	0,111	0,044
Gesamt	M	0,031	0,035
	SD	0,036	0,110
	Min	0,000	0,000
	Max	0,222	0,933

¹ = Die Schätzung des wahren Messwertes erfolgte als arithmetisches Mittel der drei Wiederholungsmessungen

M = Arithmetischer Mittelwert

SD = Standardabweichung

Min = Minimum

Max = Maximum

Bei der Beurteilung der Tabellenwerte ist die Art des jeweiligen Parameters bzw. der jeweiligen Skala zu berücksichtigen

Tabelle A4: Deskriptive statistische Kennwerte zur Genauigkeitsbeurteilung der Glanzmessungen GU für die einzelnen Hersteller/Materialien und für Gesamt.

Mittlere absolute Abweichung der Einzelmesswerte vom ‚wahren Messwert‘ bzw. vom ‚Erwartungswert der Messung‘¹ für die Initialmessung (t1) und die Messung nach Konditionierung (t2)

		GU t1	GU t2
Candulor (Keramik)	M	0,020	0,013
	SD	0,027	0,021
	Min	0,000	0,000
	Max	0,089	0,044
Candulor (Komposit)	M	0,036	0,100
	SD	0,051	0,236
	Min	0,000	0,000
	Max	0,222	0,933
Gebdi Dental (PMMA)	M	0,011	0,011
	SD	0,020	0,020
	Min	0,000	0,000
	Max	0,044	0,044
Ivoclar (Komposit)	M	0,042	0,036
	SD	0,033	0,022
	Min	0,000	0,000
	Max	0,133	0,067
Merz (PMMA)	M	0,044	0,013
	SD	0,034	0,021
	Min	0,000	0,000
	Max	0,111	0,044
Gesamt	M	0,031	0,035
	SD	0,036	0,110
	Min	0,000	0,000
	Max	0,222	0,933

¹ = Die Schätzung des wahren Messwertes erfolgte als arithmetisches Mittel der drei Wiederholungsmessungen

M = Arithmetischer Mittelwert

SD = Standardabweichung

Min = Minimum

Max = Maximum

Bei der Beurteilung der Tabellenwerte ist die Art des jeweiligen Parameters bzw. der jeweiligen Skala zu berücksichtigen.

Anhang B (Bonferroni-Tabellen)

Tabelle B1: Einzelkontrast/Mittelwertvergleiche per Bonferroni-Test je zweier Hersteller/Materialien bei den Rauheitsparameter Ra, Rz und Rmax über die Zeit: Signifikante Ergebnisse.

Parameter	Kontrast		Statistik	
	Hersteller/Material (I)	Hersteller/Material (J)	Mittlere Differenz (I-J) (μm)	p
Ra	Candulor (Keramik)	Candulor (Komposit)	-0,044***	<0,001
		Ivoclar (Komposit)	-0,037***	<0,001
		Merz (PMMA)	-0,026**	0,008
	Candulor (Komposit)	Gebdi Dental (PMMA)	0,042***	<0,001
	Gebdi Dental (PMMA)	Ivoclar (Komposit)	-0,034***	<0,001
		Merz (PMMA)	-0,024*	0,023
Rz	Candulor (Keramik)	Candulor (Komposit)	-0,321***	<0,001
		Ivoclar (Komposit)	-0,192*	0,033
		Merz (PMMA)	-0,201*	0,021
	Candulor (Komposit)	Gebdi Dental (PMMA)	0,257***	0,001
Rmax	Candulor (Keramik)	Candulor (Komposit)	-0,437*	0,023
	Candulor (Komposit)	Gebdi Dental (PMMA)	0,420*	0,033

n = 20 je Hersteller/Material

p = Schwellenwert für signifikante Unterschiede

* signifikant ($p \leq 0.05$) *** hoch signifikant ($p \leq 0.001$)

Tabelle B2: Multiple Einzelkontraste/Mittelwertvergleiche per Bonferroni-Test innerhalb des Designfaktors Hersteller/Material für Ra, Rz und Rmax bei der Kategorie „mit Putzdurchgang“: Signifikante Effekte (Testung auf Unterschiede zwischen den zeitlichen Veränderungsmittelwerten je zweier Hersteller/Materialien)

Parameter	Kontrast		Statistik	
	Hersteller/Material (I)	Hersteller/Material (J)	Mittlere Differenz (I-J) (µm)	p
Ra	Candulor (Keramik)	Candulor (Komposit)	-0,095***	<0,001
		Ivoclar (Komposit)	-0,079***	<0,001
		Merz (PMMA)	-0,062***	<0,001
	Candulor (Komposit)	Gebdi Dental (PMMA)	0,089***	<0,001
	Gebdi Dental (PMMA)	Ivoclar (Komposit)	-0,073***	<0,001
		Merz (PMMA)	-0,057***	0,001
Rz	Candulor (Keramik)	Candulor (Komposit)	-0,690***	<0,001
		Ivoclar (Komposit)	-0,486***	<0,001
		Merz (PMMA)	-0,496***	<0,001
	Candulor (Komposit)	Gebdi Dental (PMMA)	0,562***	<0,001
	Gebdi Dental (PMMA)	Ivoclar (Komposit)	-0,358*	0,018
		Merz (PMMA)	-0,368*	0,014
Rmax	Candulor (Keramik)	Candulor (Komposit)	-0,963**	0,003
		Ivoclar (Komposit)	-0,775*	0,029
	Candulor (Komposit)	Gebdi Dental (PMMA)	0,822*	0,017

n = 10 je Hersteller/Material

p = Schwellenwert für signifikante Unterschiede

* signifikant (p ≤ 0.05) ** sehr signifikant (p ≤ 0.01) *** hochsignifikant (p ≤ 0.001)

Tabelle B3: Multiple Einzelkontraste/Mittelwertvergleiche per Bonferroni-Test innerhalb des Designfaktors Hersteller/Material für die Delta E-Werte der Kategorien „mit -“ und „ohne Putzdurchgang“: Signifikante Effekte (Testung auf Unterschied zwischen den zeitlichen Farbabstandsmittelwerten je zweier Hersteller/Materialien)

Putz- durchgang	Kontrast		Statistik	
	Hersteller/Material (I)	Hersteller/Material (J)	Mittlere Differenz (I-J)	p
mit	Candulor (Keramik)	Candulor (Komposit)	-0,585**	0,006
		Gebdi Dental (PMMA)	-0,555**	0,008
		Ivoclar (Komposit)	-0,657**	0,002
		Merz (PMMA)	-0,733***	0,001
ohne	Candulor (Keramik)	Gebdi Dental (PMMA)	-0,824**	0,002
		Ivoclar (Komposit)	-1,086***	<0,001
	Candulor (Komposit)	Gebdi Dental (PMMA)	-0,750**	0,005
		Ivoclar (Komposit)	-1,011***	<0,001
	Ivoclar (Komposit)	Merz (PMMA)	0,723**	0,006

n = 10 je Hersteller/Material

p = Schwellenwert für signifikante Unterschiede

** sehr signifikant ($p \leq 0.01$) *** hochsignifikant ($p \leq 0.001$)

Tabelle B4: Multiple Einzelkontraste/Mittelwertvergleiche per Bonferroni-Test zwischen den Kategorien des Designfaktors Hersteller/Material bei den drei Farbraumparametern L*, a* und b* – Signifikante Ergebnisse (Testung auf Unterschied zwischen den zeitlichen Veränderungsmittelwerten je zweier Hersteller/Materialien)

Parameter	Kontrast		Statistik	
	Hersteller/Material (I)	Hersteller/Material (J)	Mittlere Differenz (I-J)	p
L*	Candulor (Keramik)	Gebdi Dental (PMMA)	-0,745***	<0,001
	Candulor (Komposit)	Gebdi Dental (PMMA)	-0,832***	<0,001
		Merz (PMMA)	-0,360*	0,029
	Gebdi Dental (PMMA)	Ivoclar (Komposit)	1,018***	<0,001
		Merz (PMMA)	0,472***	0,001
Ivoclar (Komposit)	Merz (PMMA)	-0,547***	<0,001	
a*	Candulor (Keramik)	Ivoclar (Komposit)	-0,513**	0,002
	Gebdi Dental (PMMA)	Ivoclar (Komposit)	-0,445**	0,009
	Ivoclar (Komposit)	Merz (PMMA)	0,437**	0,010
b*	Candulor (Keramik)	Candulor (Komposit)	-0,567**	0,010
		Gebdi Dental (PMMA)	-0,695***	0,001
		Ivoclar (Komposit)	-0,853***	<0,001
	Ivoclar (Komposit)	Merz (PMMA)	0,548*	0,014

n = 20 je Hersteller/Material

p = Schwellenwert für signifikante Unterschiede

* signifikant ($p \leq 0.05$) ** sehr signifikant ($p \leq 0.01$) *** hochsignifikant ($p \leq 0.001$)

Tabelle B5: Multiple Einzelkontraste/Mittelwertvergleiche per Bonferroni-Test zwischen den Kategorien des Designfaktors Hersteller/Material für den Farbraumparameter b* bei den Kategorien ‚ohne‘ und ‚mit Putzdurchgang

Faktor-Kategorie	Kontrast		Statistik	
	Hersteller/Material (I)	Hersteller/Material (J)	Mittlere Differenz (I-J)	p
mit Putzdurchgang	Candulor (Keramik)	Candulor (Komposit)	-0,837*	0,032
	Candulor (Komposit)	Merz (PMMA)	0,837*	0,032
ohne Putzdurchgang	Candulor (Keramik)	Gebdi Dental (PMMA)	-0,973***	<0,001
		Ivoclar (Komposit)	-1,093***	<0,001
		Merz (PMMA)	-0,610*	0,047
	Candulor (Komposit)	Gebdi Dental (PMMA)	-0,677*	0,020
		Ivoclar (Komposit)	-0,797**	0,004

n = 10 je Hersteller/Material

p = Schwellenwert für signifikante Unterschiede

* signifikant ($p \leq 0.05$) ** sehr signifikant ($p \leq 0.01$) *** hochsignifikant ($p \leq 0.001$)

Tabelle B6: Multiple Einzelkontraste/Mittelwertvergleiche per Bonferroni-Test zwischen den Kategorien des Designfaktors Hersteller/Material und zwischen den Kategorien des Faktors Färbelösung bei den t1-t2-Differenzen des GU-Parameters.

Faktor/Effekt	Kontrast		Statistik	
	Kategorie (I)	Kategorie (J)	Mittlere Differenz (I-J)	p
Hersteller/IMaterial	Candulor (Keramik)	Candulor (Komposit)	-1,233*	0,028
		Gebdi Dental (PMMA)	-1,158*	0,047
		Ivoclar (Komposit)	-3,390***	<0,001
		Merz (PMMA)	-2,162***	<0,001
	Candulor (Komposit)	Ivoclar (Komposit)	-2,157***	<0,001
	Gebdi Dental (PMMA)	Ivoclar (Komposit)	-2,232***	<0,001
	Ivoclar (Komposit)	Merz (PMMA)	1,228*	0,029
Färbelösung	Aqua destillata	Rotwein	-1,377**	0,009
		Kaffee	-1,467**	0,005
		Kurkuma	-1,295*	0,018

n = 20 je Hersteller/Material

n = 20 je Färbelösung

p = Schwellenwert für signifikante Unterschiede

* signifikant ($p \leq 0.05$) ** sehr signifikant ($p \leq 0.01$) *** hochsignifikant ($p \leq 0.001$)

Tabelle B7: Multiple Einzelkontraste/Mittelwertvergleiche per Bonferroni-Test zwischen den einzelnen Prothesenzähnen für die Differenzmittelwerte des GU-Parameters bei den jeweiligen Färbelösungen/Flüssigkeiten (Testung auf Unterschied zwischen den zeitlichen Differenzmittelwerten je zweier Hersteller/Materialien)

Flüssigkeit	Kontrast		Statistik	
	Hersteller/Material (I)	Hersteller/Material (J)	Mittlere Differenz (I-J)	p
Coca-Cola	Candulor (Keramik)	Candulor (Komposit)	-1,983*	0,045
		Ivoclar (Komposit)	-4,983***	<0,001
	Candulor (Komposit)	Ivoclar (Komposit)	-3,000**	0,003
	Gebdi Dental (PMMA)	Ivoclar (Komposit)	-3,100**	0,002
	Ivoclar (Komposit)	Merz (PMMA)	4,133***	<0,001
Rotwein	Candulor (Keramik)	Ivoclar (Komposit)	-3,183**	0,007
		Merz (PMMA)	-3,950***	0,001
	Candulor (Komposit)	Ivoclar (Komposit)	-2,742*	0,019
		Merz (PMMA)	-3,508**	0,003
Gebdi Dental (PMMA)	Ivoclar (Komposit)	-2,325*	0,050	
	Merz (PMMA)	-3,092**	0,008	
Kaffee	Candulor (Keramik)	Ivoclar (Komposit)	-5,142***	<0,001
		Merz (PMMA)	-3,775***	<0,001
	Candulor (Komposit)	Ivoclar (Komposit)	-4,142***	<0,001
		Merz (PMMA)	-2,775***	0,001
Gebdi Dental (PMMA)	Ivoclar (Komposit)	-3,925***	<0,001	
	Merz (PMMA)	-2,558**	0,003	

n = 4 je Hersteller/Material

p = Schwellenwert für signifikante Unterschiede

* signifikant ($p \leq 0.05$) ** sehr signifikant ($p \leq 0.01$) *** hochsignifikant ($p \leq 0.001$)

10 Abbildungs- und Quellenverzeichnis

<u>Abbildung 1</u> : Einteilung der Komposite auf der Grundlage der Matrix und der für die Aushärtereaktion wesentlichen funktionellen Gruppe (modifiziert nach Kunzelmann 2008) ...	9
<u>Abbildung 2</u> : Übersicht über Prothesenzähne nach Watzke 2010.....	11
<u>Abbildung 3</u> : Skizze des Versuchsaufbaus.....	24
<u>Abbildung 4</u> : Thermozyklierer Willytec V3.0.....	25
<u>Abbildung 5</u> : Skizze der Reinigungskonstruktion.....	26
<u>Abbildung 6</u> : Schematische Darstellung der Messvorrichtung der profilometrischen Oberflächenanalyse.....	28
<u>Abbildung 7</u> : Glanzgradmessung mittels Lichtreflexion.....	31
<u>Abbildung 8</u> : $L^*a^*b^*$ Farbraum.....	32
<u>Abbildung 9</u> : Graphische Darstellung zu Tab. 8.....	43
<u>Abbildung 10</u> : Arithmetische Mittelwerte und Standardabweichungen der zeitlichen Differenzwerte ($t_1 - t_2$) der Rauheitsparameter R_a , R_z und R_{max} bei den Kategorien des Designfaktors Putzdurchgang [Negative Differenzen bedeuten eine Abnahme der Rauheit im Zeitverlauf].....	45
<u>Abbildung 11 a</u> : Arithmetische Mittelwerte und Standardabweichungen des generellen Farbabstandes (ΔE) zwischen Initial - (t_1) und Messung nach Konditionierung (t_2) für die Hersteller und Materialien bei beiden Kategorien des Putzdurchgangs (a).....	49
<u>Abbildung 11b</u> : Arithmetische Mittelwerte und Standardabweichungen des generellen Farbabstandes (ΔE) zwischen Initial - (t_1) und Messung nach Konditionierung (t_2) für die Hersteller und Materialien bei den Kategorien des Faktors Flüssigkeit/Färbelösung (b).....	50
<u>Abbildung 12</u> : Arithmetische Mittelwerte und Standardabweichungen der zeitlichen Differenzwerte ($t_1 - t_2$) der Farbraumparameter L^* , a^* und b^* bei den Herstellern/Materialien [Negative Differenzen bedeuten eine Abnahme der Helligkeit bzw. der grünen oder gelben Farbsättigung im Zeitverlauf].....	56
<u>Abbildung 13</u> : Arithmetische Mittelwerte und Standardabweichungen der zeitlichen Differenzwerte ($t_1 - t_2$) der Farbraumparameter a^* und b^* bei den Färbelösungen/Flüssigkeiten ($n = 20$) je Färbelösung. [Negative Differenzen bedeuten eine Abnahme der grünen oder gelben Farbsättigung im Zeitverlauf].....	58
<u>Abbildung 14</u> : Arithmetische Mittelwerte und Standardabweichungen der zeitlichen Differenzwerte ($t_1 - t_2$) des Farbraumparameters b^* für die Hersteller/Materialien bei den Kategorien des Putzfaktors: ‚ohne‘ und ‚mit Putzdurchgang‘ [Negative Differenzen bedeuten eine Abnahme der gelben Farbsättigung im Zeitverlauf].....	59
<u>Abbildung 15</u> : Arithmetische Mittelwerte und Standardabweichungen der zeitlichen Differenzwerte ($t_1 - t_2$) des Farbraumparameters b^* für die Hersteller/Materialien bei den Kategorien des Flüssigkeiten-/Färbelösungsfaktors [Negative Differenzen bedeuten eine Abnahme der gelben Farbsättigung im Zeitverlauf].....	60
<u>Abbildung 16</u> : Arithmetische Mittelwerte und Standardabweichungen der Differenz des GU-Parameters zwischen Initialmessung (t_1) und Messung nach Konditionierung (t_2) für die Hersteller/Materialien bei den Kategorien des Flüssigkeitsfaktors [Negative Differenzwerte stehen für eine Glanzreduktion im Zeitverlauf].....	64
<u>Tabelle 1</u> : Einteilung der Komposite nach der Größe des Hauptanteils der Füllkörper (modifiziert nach Kunzelmann 2008).....	10
<u>Tabelle 2</u> : Übersicht der Frontzähne.....	21
<u>Tabelle 3</u> : Übersicht der Seitenzähne	22
<u>Tabellen 4 a-f</u> : Pearson-Korrelation zwischen den einzelnen Messwiederholungen der Rauheitsparameter R_a , R_z und R_{max} (Tab. a, b), der Farbraumparameter L^* , a^* und b^* (Tab. c, d) und des Glanzparameters GU (Tab. e, f) bei der Initialmessung (t_1) und der Messung nach Konditionierung (t_2).....	36

<u>Tabelle 5a</u> : t-Test-Paarvergleiche zwischen den Messwiederholungen der Rauigkeitsparameter Ra, Rz und Rmax (μm) bei der Initialmessung (t1) und der Messung nach Konditionierung (t2).....	37
<u>Tabelle 5b</u> : t-Test-Paarvergleiche zwischen den Messwiederholungen der Farbraumparameter L*, a* und b* bei der Initialmessung (t1) und der Messung nach Konditionierung (t2) (Werte = Helligkeits- und Farbachsenwerte).....	38
<u>Tabelle 5c</u> : t-Test-Paarvergleiche zwischen den Messwiederholungen des Glanzparameters GU bei der Initialmessung (t1) und der Messung nach Konditionierung (t2).....	38
<u>Tabelle 6</u> : Multivariate Varianzanalyse zur Testung des globalen Effektes der Designfaktoren bzw. Interaktion Hersteller/Material, Putzdurchgang und Hersteller/Material * Putzdurchgang auf die Veränderung der Gesamtmenge der Rauheitsparameter {Ra, Rz, Rmax} im Zeitverlauf (Initialmessung (t1) bis zur Messung nach Konditionierung (t2)).....	40
<u>Tabelle 7</u> : Varianzanalysen zur Testung des Einflusses der Faktoren Hersteller/Material, Putzdurchgang und der Interaktion beider Gruppen auf die Veränderung der Rauheitsparameter Ra, Rz und Rmax im Zeitverlauf (Initialmessung t(1) bis Messung nach Konditionierung t(2)).....	41
<u>Tabelle 8</u> : Arithmetische Mittelwerte und Standardabweichungen der zeitlichen Differenzwerte (t1 – t2) der Rauheitsparameter Ra, Rz und Rmax bei den Herstellern/Materialien [Negative Differenzen bedeuten eine Abnahme der Rauheit im Zeitverlauf].....	43
<u>Tabelle 9</u> : Kontrast der Kategorien ‚ohne Putzdurchgang‘ vs. ‚mit Putzdurchgang‘ bei den Rauheitsparametern Ra, Rz und Rmax.....	45
<u>Tabelle 10</u> : Arithmetische Mittelwerte und Standardabweichungen der zeitlichen Differenzwerte (t1 – t2) der Rauheitsparameter Ra, Rz und Rmax für die Hersteller/Materialien bei den Kategorien des Putzfaktors: ‚ohne‘ und ‚mit Putzdurchgang‘ Negative Differenzen bedeuten eine Abnahme der Rauheit im Zeitverlauf].....	46
<u>Tabelle 11</u> : Arithmetische Mittelwerte und Standardabweichungen des generellen Farbabstandes DeltaE zwischen Initialmessung (t1) und Messung nach Konditionierung (t2) bei den Herstellern/Materialien und Färbelösung.....	48
<u>Tabelle 12</u> : Varianzanalyse zur Testung der Effekte der Designfaktoren Hersteller/Materialien, Färbelösung und Putzdurchgang und deren Interaktionsterme auf den generellen Farbabstand (Delta E) zwischen Initialmessung (t1) und Messung nach Konditionierung (t2).....	51
<u>Tabelle 13</u> : Multiple Einzelkontraste/Mittelwertvergleiche per Bonferroni-Test innerhalb der Designfaktoren Hersteller/Material und Färbelösung bei den Delta E-Werten: Signifikante Effekte (Testung auf Unterschiede zwischen den zeitlichen Farbabstandsmittelwerten je zweier Hersteller/Materialien bzw. je zweier Flüssigkeiten).....	52
<u>Tabelle 14</u> : Multiple Einzelkontraste/Mittelwertvergleiche per Bonferroni-Test innerhalb des Designfaktors Hersteller/Material für die Delta E-Werte bei den Kategorien des Faktors Färbelösungen/Flüssigkeiten: Signifikante Effekte (Testung auf Unterschied zwischen den zeitlichen Farbabstandsmittelwerten je zweier Hersteller/Materialien).....	53
<u>Tabelle 15</u> : Multivariate Varianzanalyse zur Testung der globalen Effekte der Designfaktoren bzw. der Interaktionsterme Hersteller/Material, Putzdurchgang und Färbelösung in jeweils zwei - und dreifacher Kombination auf die Veränderungen der Gesamtmenge der Farbraumparameter L*, a* und b* im Zeitverlauf (Initialmessung (t1) bis zur Messung nach Konditionierung (t2)).....	54
<u>Tabelle 16</u> : Varianzanalysen zur Testung der univariaten Effekte der Designfaktoren bzw. der Interaktionsterme Hersteller/Material, Putzdurchgang und Färbelösung in jeweils zwei - und dreifacher Kombination auf die Veränderungen der L*-, a*- und b*- Werte im Zeitverlauf (Initialmessung (t1) bis zur Messung nach Konditionierung (t2)) – Signifikante Effekte.....	55
<u>Tabelle 17</u> : Multiple Einzelkontraste/Mittelwertvergleiche per Bonferroni-Test zwischen den Kategorien des Designfaktors Flüssigkeit/Färbelösung bei den Farbraumparametern a* und b*(Testung auf Unterschied zwischen den zeitlichen Veränderungsmittelwerten je zweier Flüssigkeiten).....	58

<u>Tabelle 18</u> : Multiple Einzelkontraste/Mittelwertvergleiche per Bonferroni-Test zwischen den Kategorien des Designfaktors Hersteller/Material für den Farbraumparameter b^* bei den einzelnen Kategorien des Faktors Färbelösungen/Flüssigkeiten.....	61
<u>Tabelle 19</u> : Varianzanalyse zur Testung der Effekte der Designfaktoren bzw. der Interaktionsterme Hersteller/Material, Putzdurchgang Färbelösung in jeweils zwei - und dreifacher Kombination auf die Veränderungen der Glanzdifferenz im Zeitverlauf (Initialmessung (t1) bis zur Messung nach Konditionierung (t2)).....	62
<u>Tabelle 20</u> : Arithmetische Mittelwerte und Standardabweichungen der Differenz des Gloss Units-(GU-)Parameters zwischen Initialmessung (t1) und Messung nach Konditionierung (t2) bei den Herstellern/Materialien und den Färbelösungen [Negative Differenzwerte stehen für eine Glanzreduktion im Zeitverlauf].....	63
<u>Tabelle 21</u> : Mediane und Streuungen der Mittelwerte, Spannweiten, Minima und Maxima der Abrasion der einzelnen Zähne der Produkte der verschiedenen Hersteller.....	65
<u>Tabelle 22</u> : Kruskal-Wallis-H-Test auf generellen signifikanten Unterschied zwischen den Herstellern/Produkten bezüglich deren Mittelwerten, Spannweiten, Minima und Maxima der Abrasion der einzelnen Zähne (Omnibustest).....	66
<u>Tabelle 23</u> : Wilcoxon-Mann-Whitney-U-Test: Multiple Gruppenvergleiche für die Hersteller/Produkte/Materialien: Einzelkontraste mit den übrigen Herstellern/Produkten.....	67
<u>Tabelle A1</u> : Deskriptive statistische Kennwerte zur Genauigkeitsbeurteilung der Messungen der Rauigkeitsparameter R_a , R_z und R_{max} für die einzelnen Hersteller/Materialien und für Gesamt. Mittlere absolute Abweichung der Einzelmesswerte vom ‚wahren Messwert‘ bzw. vom ‚Erwartungswert‘ der Messung‘1 für die Initialmessung (t1) und die Messung nach Konditionierung (t2).....	103
<u>Tabelle A2</u> : Deskriptive statistische Kennwerte zur Genauigkeitsbeurteilung der Messungen der Farbraumparameter L^* , a^* und b^* für die einzelnen Hersteller/Materialien und für Gesamt. Mittlere absolute Abweichung der Einzelmesswerte vom ‚wahren Messwert‘ bzw. vom ‚Erwartungswert der Messung‘1 für die Initialmessung (t1) und die Messung nach Konditionierung (t2) (Werte = Helligkeits- und Farbachsenwerte).....	104
<u>Tabelle A3</u> : Deskriptive statistische Kennwerte zur Genauigkeitsbeurteilung der Glanzmessungen GU für die einzelnen Hersteller/Materialien und für Gesamt. Mittlere absolute Abweichung der Einzelmesswerte vom ‚wahren Messwert‘ bzw. vom ‚Erwartungswert der Messung‘1 für die Initialmessung (t1) und die Messung nach Konditionierung (t2).....	105
<u>Tabelle A4</u> : Deskriptive statistische Kennwerte zur Genauigkeitsbeurteilung der Glanzmessungen GU für die einzelnen Hersteller/Materialien und für Gesamt. Mittlere absolute Abweichung der Einzelmesswerte vom ‚wahren Messwert‘ bzw. vom ‚Erwartungswert der Messung‘1 für die Initialmessung (t1) und die Messung nach Konditionierung (t2).....	106
<u>Tabelle B1</u> : Einzelkontrast/Mittelwertvergleiche per Bonferroni-Test je zweier Hersteller/Materialien bei den Rauheitsparameter R_a , R_z und R_{max} über die Zeit: Signifikante Ergebnisse.....	107
<u>Tabelle B2</u> : Multiple Einzelkontraste/Mittelwertvergleiche per Bonferroni-Test innerhalb des Designfaktors Hersteller/Material für R_a , R_z und R_{max} bei der Kategorie „mit Putzdurchgang“: Signifikante Effekte (Testung auf Unterschiede zwischen den zeitlichen Veränderungsmittelwerten je zweier Hersteller/Materialien).....	108
<u>Tabelle B3</u> : Multiple Einzelkontraste/Mittelwertvergleiche per Bonferroni-Test innerhalb des Designfaktors Hersteller/Material für die Delta E-Werte der Kategorien „mit -“ und „ohne Putzdurchgang“: Signifikante Effekte (Testung auf Unterschied zwischen den zeitlichen Farbabstandsmittelwerten je zweier Hersteller/Materialien).....	109
<u>Tabelle B4</u> : Multiple Einzelkontraste/Mittelwertvergleiche per Bonferroni-Test zwischen den Kategorien des Designfaktors Hersteller/Material bei den drei Farbraumparametern L^* , a^* und b^* – Signifikante Ergebnisse (Testung auf Unterschied zwischen den zeitlichen Veränderungsmittelwerten je zweier Hersteller/Materialien).....	110

<u>Tabelle B5</u> : Multiple Einzelkontraste/Mittelwertvergleiche per Bonferroni-Test zwischen den Kategorien des Designfaktors Hersteller/Material für den Farbraumparameter b^* bei den Kategorien ‚ohne‘ und ‚mit Putzdurchgang‘.....	111
<u>Tabelle B6</u> : Multiple Einzelkontraste/Mittelwertvergleiche per Bonferroni-Test zwischen den Kategorien des Designfaktors Hersteller/Material und zwischen den Kategorien des Faktors Färbelösung bei den t_1 - t_2 -Differenzen des GU-Parameters.....	112
<u>Tabelle B7</u> : Multiple Einzelkontraste/Mittelwertvergleiche per Bonferroni-Test zwischen den einzelnen Prothesenzähnen für die Differenzmittelwerte des GU-Parameters bei den jeweiligen Färbelösungen/Flüssigkeiten (Testung auf Unterschied zwischen den zeitlichen Differenzmittelwerten je zweier Hersteller/Materialien).....	113

11 Danksagung

Mein größter Dank gilt der Dame, die mich nicht nur durch diese Reise der Promotion begleitet und immer bedingungslos unterstützt hat; er gilt meiner Mentorin in Beruf und Leben, meiner Freundin, Dr. Gabriele Diedrichs.

Meiner Familie möchte ich danken. Sie ist mein Fundament.

Ich möchte Herrn Prof. Dr. Alfons Hugger danken für die Bereitstellung des Promotionsthemas sowie die durchgehende, geduldige und konstruktive Unterstützung.

Herrn Dr. Karl Weich gebührt mein Dank für die Unterstützung bei der statistischen Ausarbeitung der Studie.