

Aus der Universitätsklinik für
Thorax-, Herz- und Gefäßchirurgie Tübingen
Sektion Medizinische Werkstoffkunde und Technologie

**Polymethylmethacrylat aus dem Pulver-Flüssigkeits-
Verfahren als Bondinginterface in der digitalen
Prothesenherstellung:
Haftverbund zu industriellen Prothesenzähnen und
industriellem Polymethylmethacrylat für CAD/CAM-
gefertigte Prothesenbasen**

**Inaugural-Dissertation
zur Erlangung des Doktorgrades
der Zahnheilkunde**

**der Medizinischen Fakultät
der Eberhard Karls Universität
zu Tübingen**

vorgelegt von

Klaiber, Dominik

2019

Dekan: Professor Dr. I. B. Autenrieth
1. Berichterstatter: Professor Dr. J. Geis-Gerstorfer
2. Berichterstatter: Privatdozent Dr. C. Meller

Tag der Disputation: 22.07.2019

Meiner Familie

Inhaltsverzeichnis

1. Einleitung	10
1.1. Die Zahnlosigkeit, ihre Folgen und die Bedeutung der Totalprothetik..	10
1.2. Bestandteile von Totalprothesen	11
1.2.1. Das Prothesenbasismaterial	11
1.2.2. Die Prothesenzähne	13
1.3. Herstellungsmethoden von Totalprothesen	15
1.3.1. Konventionelle Herstellungsmethoden	15
1.3.2. Digitale Herstellungsmethoden	16
1.4. Vergleich der konventionellen und digitalen Verfahren	17
1.4.1. Klinischer Vergleich	18
1.4.2. Werkstoffkundlicher Vergleich	20
1.5. Verbund der Prothesenzähne mit der Prothesenbasis	23
1.5.1. Mechanische Oberflächenkonditionierung der Prothesenzähne...	25
1.5.2. Chemische Oberflächenkonditionierung der Prothesenzähne	26
1.6. Plasmatechnologie in der Zahnmedizin	27
1.7. Fragestellungen der vorliegenden Arbeit	29
2. Material und Methoden	30
2.1. Prüfgruppen	30
2.2. Herstellung der Probekörper der Hauptgruppe A	33
2.2.1. Verwendete Prothesenzähne in der Hauptgruppe A.....	34
2.2.2. Standardisierung der basalen Zahnfläche	34
2.2.2.1. Prothesenzahnhalterung zum standardisierten Trimmen.....	35
2.2.2.2. Modifizierung des Nasstrimmers	36
2.3. Herstellung der Probekörper der Hauptgruppe B	37
2.4. Bestimmung der Verbundfläche	39
2.5. Oberflächenanalyse.....	40
2.6. REM-Aufnahmen	41
2.7. Thermolastwechsel.....	41

2.8. Maschinelle Prüfung der Verbundfestigkeit	41
2.9. Analyse der Bruchfläche	42
2.10. Statistische Auswertung	43
3. Ergebnisse	44
3.1. Haftverbundergebnisse der beiden Hauptgruppen A+B	44
3.2. Analyse der Bruchflächen der Hauptgruppen A+B	46
3.3. Oberflächenanalyse	48
3.3.1. Hauptgruppe A	48
3.3.2. Hauptgruppe B	50
3.4. REM-Auswertung	52
3.4.1. Hauptgruppe A	52
3.4.2. Hauptgruppe B	53
4. Diskussion	54
4.1. Diskussion von Material und Methode	56
4.2. Diskussion der Ergebnisse	61
4.2.1. Ergebnisse der Hauptgruppe A	61
4.2.2. Ergebnisse der Hauptgruppe B	70
4.3. Schlussfolgerung	73
5. Zusammenfassung	75
6. Literaturverzeichnis	77
7. Erklärung zum Eigenanteil	86
8. Danksagung	87
9. Anhang	88

Abkürzungen

CAD	Computer Aided Design
CAM	Computer Aided Manufacturing
DIN	Deutsches Institut für Normung
HG	Hauptgruppe
IOS	Intraoraler Scanner
ISO	International Organization for Standardisation
KRB	Kieferrelationsbestimmung
MMA	Methylmethacrylat
PMMA	Polymethylmethacrylat
STL	Standard Triangulated Language
UG	Untergruppe
YAG-Laser	Yttrium-Aluminium-Granat-Laser

Fachtermini

Debonding:	Bezeichnet das Ablösen von Prothesenzähnen von der Prothesenbasis
------------	---

Abbildungsverzeichnis

Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1: Greisengesicht	11
Abbildung 2: Mögliche Verbunde bei verschiedenen Herstellungsmethoden von Prothesen	23
Abbildung 3: Beispiele für Debonding aus der eigenen Praxis.....	24
Abbildung 4: Schemadarstellung der Probekörper beider Hauptgruppen... ..	30
Abbildung 5: Schema des Studienaufbaus	33
Abbildung 6: Flussdiagramm der Herstellung eines Probekörpers der Hauptgruppe A.....	33
Abbildung 7: Schema der Schleifvorrichtung	35
Abbildung 8: Herstellung des Zahnhalters	36
Abbildung 9: Modifizierung des Nasstrimmers	36
Abbildung 10: Standardisiertes Trimmen der Prothesenzähne	37
Abbildung 11: Flussdiagramm der Herstellung eines Probekörpers der Hauptgruppe B.....	37
Abbildung 12: Erzeugung der Zielgeometrie und deren Anwendung auf einen Blank mittels CAD-Software	38
Abbildung 13: Vom Blank zur Probekörperbasis.....	38
Abbildung 14: Von der Probekörperbasis zum fertigen Probekörper	39
Abbildung 15: Flächenbestimmung mittels Software	40
Abbildung 16: Prüfvorrichtung und Positionierung des Probekörpers	42
Abbildung 17: Box-Plot-Darstellungen aller Messergebnisse der Hauptgruppen A und B.....	44
Abbildung 18: Häufigkeit der Bruchtypen in den jeweiligen Untergruppen.....	46
Abbildung 19: Bruchflächenanalyse der Mischbrüche	47
Abbildung 20: Oberflächentopographie der Untergruppen A1-A5.....	49
Abbildung 21: Oberflächentopographie der Untergruppen B1-B5.....	51
Abbildung 22: REM-Aufnahmen der Untergruppen A1-A5.....	52
Abbildung 23: REM-Aufnahmen der Untergruppen B1-B5	53

Tabellenverzeichnis

Tabellenverzeichnis

Tabelle 1:	Anforderungen an ein Prothesenbasismaterial	12
Tabelle 2:	Bestandteile des Pulver-Flüssigkeit-Systems.....	13
Tabelle 3:	Anforderungen an ein Prothesenzahnmaterial	13
Tabelle 4:	Einteilung digitaler Systeme zur Herstellung von Totalprothesen	16
Tabelle 5:	Vergleich der Anzahl der nötigen Behandlungssitzungen zwischen konventioneller und volldigitaler Herstellungsmethode	18
Tabelle 6:	Prüfgruppen der Hauptgruppe A	31
Tabelle 7:	Prüfgruppen der Hauptgruppe B	31
Tabelle 8:	Mittelwerte, Standardabweichungen und Darstellung der Signifikanzen der Hauptgruppe A.....	44
Tabelle 9:	Mittelwerte, Standardabweichungen und Darstellung der Signifikanzen der Hauptgruppe B.....	45
Tabelle 10:	S _a Mittelwerte der Untergruppen A1-A5	48
Tabelle 11:	S _a Mittelwerte der Untergruppen B1-B5	50

1. Einleitung

1.1. Die Zahnlosigkeit, ihre Folgen und die Bedeutung der Totalprothetik

Der Bedarf an Totalprothesen ist groß. Dies belegen die Zahlen der Kassenzahnärztlichen Vereinigung. 2013 wurden in Deutschland etwa 500.000 Totalprothesen abgerechnet – Leistungen an Privatversicherte sind in dieser Zahl nicht mitinbegriffen (Schweiger et al., 2016).

Die fünfte deutsche Mundgesundheitsstudie stellte 2016 fest, dass jeder 8. Bürger (12,4 %) in der Altersgruppe von 65-74 Jahren zahnlos ist. In der Gruppe der 75-100-Jährigen wurde bei 32,8 % und in der Gruppe der pflegebedürftigen 75-100-Jährigen bei 53,7 % Zahnlosigkeit festgestellt. In einer Studie aus den 1990-1993er Jahren in Westberlin wurde die Spanne der Altersgruppe noch enger gefasst. Das Ergebnis war, dass sogar 76 % der Untersuchten im Alter von 90-94 Jahren zahnlos waren (Nitschke und Hopfenmüller, 1996). Dies zeigt, dass mit zunehmendem Alter der prothetische Behandlungsbedarf und der Anteil zahnloser Patienten stark zunehmen. Höchstwahrscheinlich führen in naher Zukunft die stetig steigende Lebenserwartung und die demografische Entwicklung zu einem noch größeren Bedarf an Totalprothesen (Kerschbaum et al., 2001, Schweiger et al., 2016, Dette, 2009).

Der Zahnlosigkeit gehen im Laufe des Patientenlebens viele Zahnverluste voraus oder aber der Patient wird aufgrund einer genetischen Veränderung ohne Zahnanlagen geboren (Anodontie) (Lisson und Scholtes, 2005, Gängler et al., 2005). Die häufigsten Ursachen für Zahnverluste sind Karies, Parodontitis, Traumata, Tumorsektionen und Extraktionen vor Radiatio (Zitzmann, 2004). Bei Senioren nehmen mit zunehmendem Alter der Allgemeinzustand und die motorischen Fähigkeiten zum Betreiben von adäquater Mundhygiene ab, sodass das Risiko, an Karies oder Parodontitis zu erkranken, steigt (Zitzmann, 2004). Des Weiteren können Dauermedikationen und Bestrahlungstherapien zu Xerostomie führen, was ebenfalls zu erhöhtem Kariesrisiko und somit zu häufigeren Zahnverlusten führt (Zitzmann, 2004).

Die Zahnlosigkeit bringt anatomische und morphologische Veränderungen mit sich. Diese führen zum typischen Erscheinungsbild eines Zahnlosen, dem sogenannten Greisengesicht (Abb. 1). Des Weiteren kommen funktionelle Beeinträchtigungen und mögliche psychosoziale Auswirkungen zur Zahnlosigkeit hinzu (Zitzmann, 2004).



Abbildung 1 Greisengesicht (Biffar et al., 2011)

Die Aufgabe und das Ziel der Totalprothetik und des behandelnden Zahnarztes ist es, sowohl die anatomischen, morphologischen und funktionellen Veränderungen bestmöglich zu kompensieren als auch den Patienten für das Tabuthema Zahnlosigkeit zu sensibilisieren.

1.2. Bestandteile von Totalprothesen

1.2.1. Das Prothesenbasismaterial

Als historisch zu betrachtende Prothesenbasismaterialien können Holz, Elfenbein, Knochen, Keramik und Kautschuk genannt werden (Khindria et al., 2009). Seit dessen Einführung in die Dentalbranche im Jahr 1937, nimmt das Methylmethacrylat/Polymethylmethacrylat-System (MMA/PMMA-System) die unumstrittene Vormachtstellung als Prothesenbasismaterial ein (Cunningham, 1993), sodass in diesem Unterkapitel ausschließlich auf diesen Werkstoff eingegangen wird. Im Laufe der Zeit wurden auch andere Kunststoffe wie etwa Polyvinylchlorid (PVC), Polyvinylacetat, Polystyrol und Celluloid erprobt, konnten sich aber nie durchsetzen (Kappert und Eichner, 2005a). Das PMMA erfüllt die Anforderungen, die an ein Prothesenbasismaterial gestellt werden und in Tabelle 1 dargestellt sind, weitestgehend.

Einleitung

▪ Gute Biokompatibilität
▪ Gute Farbgebung und -beständigkeit
▪ Einfache Verarbeitung
▪ Möglichkeit der Reparatur
▪ Hohe Schlagfestigkeit
▪ Hohe Dimensionsstabilität
▪ Gleicher Ausdehnungskoeffizient wie das Prothesenzahnmaterial
▪ Hohe Wärmeleitfähigkeit
▪ Unlöslichkeit
▪ Niedrige Dichte
▪ Gute Polierbarkeit

Tabelle 1 Anforderungen an ein Prothesenbasismaterial (Combe & Dermann, 1984)

PMMA und dessen Modifikationen zeichnen sich durch einfache Ver- und Bearbeitbarkeit, gute Reparierbarkeit, gute Farbstabilität und -gebung, gute Ästhetik, seine finanzielle Erschwinglichkeit und gute Biokompatibilität aus. Ein weiterer gewichtiger Vorteil ist die Fähigkeit, dass sich Prothesenzahn und Prothesenbasismaterial chemisch verbinden können, wenn beide aus PMMA hergestellt sind (Murray und Darvell, 1993). Nachteilig ist, dass die Bruchfestigkeit des PMMA nicht sehr hoch ist (Ucar et al., 2012) und es, wenn auch nur sehr selten, zu allergischen Reaktionen, sowohl beim Patienten als auch beim verarbeitenden Zahntechniker, kommen kann (Biffar et al., 2011).

Das PMMA ist aus seinen kleinsten Einheiten, dem MMA, aufgebaut. Die Verkettung der Monomere durch deren reaktive Doppelbindungen wird Polymerisation genannt und erfolgt unter einer 21 %-igen Volumenschrumpfung (Marxkors et al., 2008). Durch das Pulver-Flüssigkeit-Verfahren konnte die Schrumpfung auf 7 % reduziert werden. Hierbei wird industriell vorpolymerisiertes PMMA mit MMA im Verhältnis 2:1 gemischt, sodass die Schrumpfung auf 1/3 gesenkt werden kann (Marxkors et al., 2008).

Damit sich die reaktionsfreudigen Monomere in der Flüssigkeit nicht zu einem unerwünschten Zeitpunkt vernetzen, sind ihr Stabilisatoren beigemischt, welche gebildete Radikale abfangen (Marxkors et al., 2008). Im Pulver enthaltene Initiatoren hingegen starten die Polymerisation indem sie selbst zu Radikalen zerfallen und die Stabilisatoren der Flüssigkeit aufbrauchen. Dieser Zerfall wird bei Heißpolymerisaten durch Wärme und bei Autopolymerisaten durch Akzeleratoren provoziert (Körper und Ludwig, 1982).

Die Bestandteile des Pulvers bzw. der Flüssigkeit sind in Tabelle 2 aufgelistet.

Pulver	Flüssigkeit
Polymethylmethacrylat <i>(Polymer)</i>	Methylmethacrylat <i>(Monomer)</i>
Organisches Peroxid <i>(Initiator)</i>	Hydrochinon <i>(Stabilisator = Inhibitor)</i>
Titandioxid <i>(zur Steuerung der Transparenz)</i>	Dimethacrylat <i>(zur Kreuzvernetzung)</i>
Anorganische Pigmente <i>(zur Farbgebung)</i>	Amine <i>(Akzelerator bei Autopolymerisaten)</i>
Gefärbte Synthetikfasern <i>(für die Ästhetik)</i>	

Tabelle 2 Bestandteile des Pulver-Flüssigkeit-Systems (Craig et al., 2006)

1.2.2. Die Prothesenzähne

Anforderungen, die an Prothesenzähne gestellt werden, sind in Tabelle 3 aufgeführt.

▪ Guter Verbund zum Prothesenbasismaterial
▪ gute Bearbeitbarkeit (einfaches Einschleifen der Okklusion)
▪ mögliche Individualisierung
▪ Reparierbarkeit
▪ Verschleißbeständigkeit
▪ Polierbarkeit
▪ Gute Ästhetik und Farbbeständigkeit
▪ Geringe Plaqueanlagerung

Tabelle 3 Anforderungen an ein Prothesenzahnmaterial (Rosentritt et al., 2010)

Die im Dentalhandel verfügbaren Prothesenzähne unterscheiden sich in Form und Material.

Bezogen auf die Form lassen sich steilhöckrige, vollanatomische Zähne, mit Höckerneigungen von 20° oder 30°, von höckerlosen, planen Prothesenzähnen differenzieren (Biffar et al., 2011).

Prothesenzähne können derzeit aus Keramik, auf Basis von PMMA oder aus Kompositen bestehen (Rosentritt et al., 2010). Obwohl Keramikzähne den Kunststoffzähnen in puncto Ästhetik, Abrasionseigenschaften, Farbbeständigkeit und Plaqueanlagerung überlegen sind, sind laut einer Umfrage unter Zahnärzten 96 % der verwendeten Prothesenzähne aus PMMA (Craig et al., 2006). Nachteile der Keramikzähne sind deren Sprödigkeit und

dass per se kein chemischer Verbund mit dem Prothesenbasismaterial zustande kommt, was eine aufwändige Verankerung erfordert (Ghazal et al., 2008, Bilgin et al., 2015). Im Vergleich mit Keramikzähnen sind die Vorteile der PMMA- bzw. Kompositzähne ein einfacheres Beschleifen und Polieren, der chemische Verbund zum Prothesenbasismaterial und der günstigere Preis (Biffar et al., 2011, Craig et al., 2006, Bilgin et al., 2015, Ghazal et al., 2008, Patil et al., 2006).

Seit 1940 werden konfektionierte Kunststoffzähne auf PMMA-Basis hergestellt (Bilgin et al., 2015). Kunststoffzähne und Prothesenbasismaterial gehen eine chemische Bindung ein, wenn sie vom selben Kunststofftyp sind (Marxkors et al., 2008). Kunststoffzähne aus ungefülltem und linearem PMMA, weisen eine geringe Verschleißfestigkeit auf. Die klinischen Folgen sind eine sich zunehmend verringernde Bisshöhe, mit verminderter Kau-effizienz, Veränderungen in den Zahnrelationen und einer schnelleren Ermüdung der Kaumuskulatur (Bani et al., 1999, Ekfeldt und Karlsson, 1996, Ghazal et al., 2008). Modifikationen der Materialzusammensetzung, mit dem Ziel die Verschleißfestigkeit und andere Eigenschaften zu verbessern, konnten Abhilfe schaffen und führten zu einer großen Materialvielfalt.

Möglichkeiten, die Verschleißfestigkeit zu verbessern, bestehen darin, den Vernetzungsgrad mit organischen Füllern zu erhöhen, um hochvernetzte, sogenannte „spezielle Polymernetzwerke“ zu erhalten (Biffar et al., 2011), oder anorganische Füllstoffe einzusetzen, die durch vorherige Silanisierung in die organische PMMA-basierte Matrix eingebunden werden können (Heintze et al., 2009, Rosentritt et al., 2010). Die zweitbeschriebene Art ähnelt in der Zusammensetzung schon sehr den Füllungskompositen (Rosentritt et al., 2010). Als anorganische Füller können zum Beispiel gemahlene Gläser oder hochdispergiertes Siliziumdioxid (SiO_2) eingesetzt werden (Linde-Suden, 2014). Bei der Verbesserung der Materialeigenschaften können aber auch Kompromisse notwendig sein, da beispielsweise mit einer Erhöhung der Festigkeit und Härte, auch eine größere Gefahr für Abplatzungen und Brüche einhergeht (Rosentritt et al., 2010).

Eine weitere Optimierung der Kunststoffzähne kann durch die Herstellung in Schichttechnik erreicht werden. Dies erlaubt zum einen die Ästhetik des Zahnes durch Schmelz-, Dentin- und Halsmassen zu optimieren, zum anderen können hochvernetzte Kunststoffe an okklusalen/inzisalen Zahnbereichen und weniger vernetzte Kunststoffe an basalen Zahnbereichen eingesetzt werden. So entsteht im Basalbereich ein besserer Verbund mit dem Prothesenkunststoff und im Okklusalbereich eine bessere Verschleißfestigkeit (Rosentritt et al., 2010).

1.3. Herstellungsmethoden von Totalprothesen

Die Herstellungsmethoden für Prothesen aus MMA/PMMA können in konventionell und digital eingeteilt werden. Sie sollen in der Folge beschrieben und anschließend miteinander verglichen werden.

1.3.1. Konventionelle Herstellungsmethoden

Nach den anatomischen Abformungen und den Funktionsabformungen sowie der Kieferrelationsbestimmung (KRB) und der Gesichtsbogenübertragung, haben die konventionellen Methoden gemein, dass auf den Funktionsmodellen zunächst eine Wachsmodellation der Prothesenbasen, die die Prothesenzähne in der gewünschten Position tragen, erfolgen muss (Biffar et al., 2011). Im Anschluss an die Wachseinprobe am Patienten und eventueller Korrekturen, wird eine Negativform der Wachsprothese gewonnen, indem diese entweder mit Gips in Küvetten oder mit elastischer Dubliermasse umgossen wird. Danach wird die Wachsmodellation ausgebrüht. Die Prothesenzähne werden von Wachsrückständen bereinigt und in der hergestellten Negativform repositioniert. Alle Gipsbereiche, die beim Überführen mit dem Polymerisat in Berührung kommen, müssen zuvor isoliert werden. Zur Überführung der Wachs- in die endgültige Kunststoffprothese stehen etwa das Stopf-, Spritzpress- und Gießverfahren zur Verfügung (Marxkors et al., 2008). Diese konventionellen Verfahren wurden häufig in der Literatur beschrieben und sind hinlänglich bekannt.

1.3.2. Digitale Herstellungsmethoden

Zunächst gehen dem digitalen Workflow konventionelle Abformungen und die Registrierung der Kieferrelation voraus. Die Abformungen oder die daraus gewonnenen Gipsmodelle und das Relationsregistrat werden mit einem Scanner digitalisiert und so für den digitalen Workflow zur Verfügung gestellt. Ersten Fallberichten ist zu entnehmen, dass die Gewinnung digitaler Patientenmodelle inzwischen direkt am Patienten mit einem Intraoralscanner (IOS) erfolgen und auf konventionelle Abformungen verzichtet werden kann (Fang et al., 2018).

Auf dem Gebiet der computerunterstützten Herstellung von Totalprothesen gibt es verschiedene Entwicklungen, die zur besseren Übersicht zunächst eingeteilt werden sollen. Grundsätzlich lassen sich additive von subtraktiven Herstellungsverfahren unterscheiden, wobei letztere in semidigitale und volldigitale Verfahren unterteilt werden können. Bei den volldigitalen Verfahren können wiederum ein- von zweiteiligen Konstruktionen abgegrenzt werden (Tab. 4) (Schweiger et al., 2016).

Subtraktive Herstellung (CAD/CAM)	Semidigitaler Ansatz	Ceramill Full Denture System (Amann Girrbach, Koblach, Österreich)
	Volldigitaler Ansatz mit zweiteiliger Konstruktion	Zirkonzahn Denture System (Zirkonzahn, Gais, Italien)
		Wieland Digital Denture (Wieland Dental + Technik, Pforzheim, Deutschland)
		Vita Vionic (Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen, Deutschland)
		Avadent Digital Dentures Bonded Teeth (Global Dental Science, Scottsdale, USA)
	Volldigitaler Ansatz mit einteiliger Konstruktion	Baltic Denture System (Merz Dental, Lütjenburg, Deutschland)
Avadent Digital Dentures XCL-1 und XCL-2 (Global Dental Science, Scottsdale, USA)		
Additive Herstellung	FotoDent Denture (Dreve Dentamid, Unna, Deutschland)	
	Dentca 3D-Printed Denture (Dentca, Los Angeles, USA)	

Tabelle 4 Einteilung digitaler Systeme zur Herstellung von Totalprothesen (Schweiger et al., 2016)

Die additive Herstellung einer Totalprothese erfolgt bei beiden in Tabelle 4 aufgeführten Systemen mittels 3D-Drucker, nachdem zuvor CAD-unterstützt ein digitaler Datensatz der Prothese im STL-Format erstellt wurde. Die Prothese wird dann durch schichtweises Auftragen von Prothesenbasismaterial direkt aufgebaut (Rapid Prototyping (RP)). Im Unterschied dazu wird bei subtraktiven Verfahren von einem bestehenden Kunststoffrohling mittels computergesteuerten Fräsen Material abgetragen, bis das gewünschte Endprodukt übrig bleibt (Bidra et al., 2013).

Bei der semidigitalen Fertigung einer Totalprothese wird diese zunächst auf den digitalisierten Patientenmodellen am Computer konstruiert. Anschließend wird der erzeugte Datensatz maschinell aus einem Wachrohring herausgefräst, sodass am Patienten eine gewöhnliche Wachseinprobe erfolgen kann. Danach wird die Wachsprothese auf konventionellem Weg in Kunststoff überführt (Schweiger et al., 2016). Daraus ergibt sich zwar ein verminderter Zeitaufwand für den Zahntechniker, aber die Vorteile einer gefrästen Kunststoffprothese entfallen aufgrund der konventionellen Überführungsmethode. Hierin besteht der Unterschied zu den volldigitalen Fertigungsansätzen, an deren Ende des digitalen Herstellungsprozesses die CAD/CAM-gefräste Kunststoffprothese steht.

Während bei volldigitalen, einteiligen Konstruktionen die Rohlinge die aufgestellten Prothesenzähne bereits beinhalten und die Totalprothesen dadurch monolithisch sind, müssen bei zweiteiligen Konstruktionen die Prothesenzähne mit der gefrästen Prothesenbasis manuell verbunden werden (Schweiger et al., 2016). Hierbei können je nach System konfektionierte Prothesenzähne oder gefräste Prothesenzähne zum Einsatz kommen.

1.4. Vergleich der konventionellen und digitalen Verfahren

Dass die Entwicklung hin zur CAD/CAM-produzierten Totalprothese Perspektive hat, zeigt der Vergleich der konventionellen mit den CAD/CAM-Herstellungsverfahren. In diesem Unterkapitel sollen die Herstellungsmethoden bzw. fertigen Prothesen anhand der Studienlage zunächst unter klinischen und anschließend unter werkstoffkundlichen Aspekten verglichen werden.

1.4.1. Klinischer Vergleich

Studien, die sich mit der Patientenzufriedenheit von Totalprothesenträgern beschäftigt haben, zeigen, dass die große Mehrheit der Totalprothesenträger mit ihrem Zahnersatz zufrieden ist. Die von Saponaro et. al befragten 19 Patienten gaben an, mit ihren CAD/CAM-produzierten Totalprothesen zufrieden zu sein. 70 % teilten mit, dass sie diese Prothesen für „besser“ als ihre konventionell hergestellten Totalprothesen empfinden (Saponaro et al., 2016b). Kattadiyil et al. kamen zu dem gleichen Ergebnis. Sie produzierten für 15 Patienten je einen „Satz“ Totalprothesen mit konventioneller Methode und einen mit volldigitaler Methode (AvaDent Digital). Die Zufriedenheit mit den digital hergestellten Prothesen war in den Kategorien Tragekomfort, Retention, Kau-effizienz und benötigter Behandlungszeit signifikant höher und 12 der 15 Patienten entschieden sich für die digital hergestellte Totalprothese. Sie kamen aber auch zu dem Ergebnis, dass kein signifikanter Unterschied in den Punkten Ästhetik und Phonetik festzustellen ist (Kattadiyil et al., 2015).

Wie viele Sitzungen in der Praxis für die Herstellung und erfolgreiche Eingliederung einer Totalprothese mit dem AvaDent digital denture system (Global Dental Science, Scottsdale, USA), welches vom Hersteller als 2-Sitzungssystem beschrieben wird, wirklich nötig sind, untersuchten Saponaro et al. 68 von 90 Prothesen konnten in der zweiten Behandlungssitzung eingesetzt werden. Im Schnitt waren 2,39 Behandlungssitzungen nötig (Saponaro et al., 2016a). Die Reduktion der Sitzungszahlen im Vergleich zu konventionellen Methoden ist in Tabelle 5 dargestellt.

Methode Therapieschritt	konventionelle Methode	Baltic Denture (Merz Dental)	Avadent (Global Dental Science)	
Situationsabformung	1. Sitzung	/	/	
Funktionsabformung	2. Sitzung	1. Sitzung	1. Sitzung	
KRB	3. Sitzung	1. Sitzung	1. Sitzung	
(Wachs-)Einprobe	4. Sitzung	/	/	2. Sitzung
Einsetzen	5. Sitzung	2. Sitzung	2. Sitzung	3. Sitzung

Tabelle 5 Vergleich der Anzahl der nötigen Behandlungssitzungen zwischen konventioneller Methode, dem Baltic Denture System (Merz Dental GmbH, Lütjenburg, Deutschland) und dem AvaDent digital denture System (Global Dental Science, Scottsdale, USA)

Die digitalen Systeme bedeuten eine Zeitersparnis für den Patienten und den Behandler (Bidra et al., 2016). Außerdem stellt die reduzierte Sitzungszahl für die meist älteren und in ihrer Mobilität eingeschränkten Patienten eine Erleichterung dar (Kanazawa et al., 2011) und wirkt sich positiv auf die Gesamtkosten aus (Bidra et al., 2013). Auf Grund des enormen Zeit- und Kostenaufwands, der zur Herstellung einer neuen Totalprothese auf konventionellem Weg aufgewendet werden muss, werden theoretisch erneuerungsbedürftige Prothesen in der Praxis oft repariert, umgearbeitet und unterfüttert, was meist nicht die Optimallösung darstellt (Bidra et al., 2013).

Bisher bestand für alle Herstellungsverfahren die Notwendigkeit einer konventionellen Abformung der Kiefer und einer KRB, die zeitaufwändig sind und deren Qualität von der Erfahrung und des Könnens des Behandlers abhängig ist (Kanazawa et al., 2018). Um in den digitalen Workflow von CAD/CAM-Systemen zu münden, wurden die Abformungen selbst oder die damit hergestellten Gipsmodelle digitalisiert. Inzwischen sind in der Literatur erste Fallberichte zu finden, in denen die konventionellen Abformungen durch digitale Abformungen mittels Intraoralscanner (IOS) ersetzt werden (Fang et al., 2018). Zur KRB wurde im genannten Fallbericht intraoral ein Knetsilikonregistrar hergestellt, welches ebenfalls gescannt wurde. Dies ermöglicht einen durchgängig digitalen Workflow, verringert die Zahl der Arbeitsschritte und somit die Fehleranfälligkeit des Gesamtprozesses (Fang et al., 2018). Die größte Herausforderung für IOS ist noch immer das Erfassen der beweglichen Gewebeanteile (Bilgin et al., 2015). Fang et al. versuchten dies durch einen Halter zu kompensieren, der die beweglichen Gewebeanteile des Vestibulums, der Lippen und der Wangen spannte. Generell erleichtert der IOS die Abformung bei Patienten, die allergisch auf Abformmaterialien reagieren oder einen starken Würgereiz haben (Lee, 2017). Alternativ wird in der Forschung daran gearbeitet 3D-Bildgebungen, wie die digitale Volumentomographie (DVT) oder die Magnetresonanztomographie (MRT), für die Prothesenherstellung nutzbar zu machen (Inokoshi et al., 2012, Lee, 2017).

Im Rahmen konventioneller und semidigitaler Verfahren dient die Einprobe der Wachsprothese dem Zahnarzt dazu, in Kooperation mit dem Patienten

ästhetische und funktionelle Korrekturen vor der Prothesenüberführung in Kunststoff vorzunehmen (Marxkors, 2007). Hersteller volldigitaler Systeme bieten einfache Kunststoffprothesen an, die für eine Probesitzung verwendet werden können. Zahnnumstellungen sind dabei nicht möglich und müssen dem Labor anderweitig mitgeteilt werden (Inokoshi et al., 2012). Vorteil ist, dass die Probeprothesen zur Herstellung der definitiven Prothesen nicht benötigt werden. Dies ermöglicht dem Patienten, die Probeprothesen mit nachhause nehmen zu können, wo dessen Angehörige das ästhetische Erscheinen beurteilen können (Inokoshi et al., 2012). Eine Alternative bietet die virtuelle Wachseinprobe, welche nach dem Scannen des Patientengesichts (Gesichtsscan) in einer vorigen Sitzung ohne Anwesenheit des Patienten abläuft. Dies kann eine Behandlungssitzung ersparen, ohne auf die „Wachseinprobe“ verzichten zu müssen. Es wird je ein Gesichtsscan mit neutralem Gesicht, lächelndem Gesicht und mit eingebrachten Wangenhaken aufgenommen (Schweiger et al., 2016). Während den Aufnahmen trägt der Patient einen Abformregistratorblock im Mund. Die sich darauf befindlichen Referenzmarkierungen ermöglichen später das digitale Zusammenfügen der Daten der Abformung und des Scans.

1.4.2. Werkstoffkundlicher Vergleich

In verschiedenen Studien konnte nachgewiesen werden, dass mit CAD/CAM-Prothesen eine höhere Passgenauigkeit und somit auch ein höherer Retentionswert erzielt werden kann, als mit konventionellen Herstellungsmethoden (Goodacre et al., 2016, AlHelal et al., 2017, Schwindling und Stober, 2016). Prof. Dr. Ingrid Grunert berichtet, dass mit CAD/CAM-Prothesen sogar auf einem stark atrophierten Unterkieferalveolarfortsatz eine Saugwirkung erzielt werden könne (Grunert, 2017). Die bessere Passgenauigkeit der gefrästen Prothesen lässt sich durch das Entfallen einiger Arbeitsschritte und das Umgehen der Schrumpfungproblematik durch vorpolymerisierte Rohlinge erklären. Dieser Vorteil entfällt folglich im semidigitalen Workflow. Eine schlechtere Passgenauigkeit hat zur Folge, dass die Prothese an Lagestabilität und an Retention gegen abziehende Kräfte verliert (Takamata und Setcos, 1989) und der Nachsorgebedarf, wegen

vermehrtem Auftreten von Druckstellen, steigt (Steinmaßl et al., 2017, Grunert, 2017).

Die vom Techniker festgelegte Okklusion vor der Überführung/Fräsung der Prothese weicht bei einteiligen volldigitalen Verfahren statistisch signifikant weniger von der Okklusion der fertigen Prothese ab, als dies bei konventionell, semidigital oder volldigital zweiteilig hergestellten Prothesen der Fall ist (Goodacre et al., 2017a). Um die Positionsänderungen in volldigitalen zweiteiligen Konstruktionen so gering wie möglich zu halten, wird eine Einarbeitung eines 0,10 - 0,25 mm dicken Klebspalts empfohlen (Yamamoto et al., 2014). Veränderungen der Zahnpositionen können zu einer zu hohen bzw. zu niedrigen Bisshöhe führen (Mahler, 1951, Goodacre et al., 2017b) und damit einen erhöhten Einschleifbedarf oder gar eine Remontage erforderlich machen.

Konventionell hergestellte Totalprothesen unterliegen unter anderem deshalb großen Qualitätsschwankungen, weil die Prozesskette aus vielen Einzelschritten besteht, ein großes werkstoffkundliches und prothetisches Wissen nötig ist und viel handwerkliches Geschick sowohl vom Zahnarzt als auch vom Zahntechniker erforderlich ist (Steinmaßl et al., 2016, Kanazawa et al., 2011, Inokoshi et al., 2012). Die computerunterstützten Verfahren sollen hingegen die zahntechnische Arbeit erleichtern, die Zahl der Arbeitsschritte verringern, so die Fehlerquellen minimieren und eine konstantere Produktqualität ermöglichen (Steinmaßl et al., 2016, Infante et al., 2014, Inokoshi et al., 2012). Abgesehen von der Erstsanschaffung des Scanners, der Software und der Fräsmaschine ist für die Herstellung einer CAD/CAM-Prothese weniger Laborausstattung nötig als bei der Herstellung auf konventionellem Weg. Beispielsweise werden keine Modelierinstrumente, Küvetten, Drucktöpfe, Brühgeräte, Gipse, Wachse, Isoliermittel, usw. benötigt.

Durch die kontrollierte, industrielle Fertigung der CAD/CAM PMMA-Blanks oder dem standardisierten 3D-Druck von Prothesenkunststoff, sind Siedebblasen oder Porositäten auszuschließen, können aber bei konventionellen Methoden auftreten. Diese reduzieren den effektiven Querschnitt der Basis, was zu

schlechteren mechanischen Eigenschaften führt oder, bei oberflächlicher Lage, durch Lichtbrechung ästhetische Mängel hervorrufen (Marxkors et al., 2008).

Die Oberflächenrauigkeit von CAD/CAM-produzierten Prothesen soll geringer sein als bei konventionell hergestellten Prothesen (Bidra et al., 2013). Dies soll die Prothese hygienischer machen, da sie weniger Nischen und Anheftungsmöglichkeiten für Mikroorganismen bietet (Bidra et al., 2013).

Durch eine höhere Bruchfestigkeit des industriell gefertigten Basismaterials sei eine dünnere Mindestschichtstärke der Prothesenbasis möglich, was in einer insgesamt leichteren Prothese resultiere (Steinmaßl et al., 2016). Avadent postuliert, dass ihre Prothesen eine achtmal höhere Bruchfestigkeit als konventionell hergestellte Prothesenbasen hätten. Im CAD/CAM-System von Whole You Nexteeth (Whole You Inc., San Jose, USA) sei eine Materialstärke von 1,0 mm möglich und ausreichend (Steinmaßl et al., 2017).

MMA kann als Allergen sowohl beim verarbeitenden Techniker als auch beim Patienten eine immunologische Reaktion verursachen. Im volldigitalen Ansatz kommt der Zahntechniker während der Produktionsphase kaum noch mit MMA in Kontakt. Steinmaßl et al. konnten zeigen, dass CAD/CAM-gefräste Prothesen nicht signifikant weniger Monomer freisetzen wie heißpolymerisierte Prothesen. Autopolymerisate hingegen weisen signifikant höhere Werte auf (Steinmaßl et al., 2016). Als weitere mögliche Allergene müssen Reste der Initiatoren, Stabilisatoren und Reduktionsmittel genannt werden (Biffar et al., 2011).

Ein weiterer Unterschied zwischen konventionell und volldigital hergestellten Totalprothesen besteht im Haftverbund zwischen Prothesenbasis und Prothesenzahn. Der Haftverbund bei konventioneller Prothesenherstellung und dessen Verbesserungsmöglichkeiten sind in vielen Studien untersucht worden, wohingegen sich kaum Literatur zum Haftverbund zwischen Prothesenbasis und Prothesenzahn bei volldigital hergestellten Prothesen finden lässt. Im Folgenden soll zur Thematik des Haftverbundes hingeführt und die durchgeführte Studie dargelegt werden.

1.5. Verbund der Prothesenzähne mit der Prothesenbasis

Der Verbund zwischen Prothesenzähnen und Prothesenbasis ist chemischer Art und spielt sowohl bei konventionellen Herstellungsmethoden als auch bei digitalen zweiteiligen Konstruktionen eine Rolle. Dagegen gibt es bei einteiligen Konstruktionen keine Verbundfläche, da die komplette Prothese aus einem Blank gefräst wird (Abb. 2a). Bei konventionellen Herstellungsverfahren entsteht ein einflächiger Verbund während der Polymerisationsphase der Prothesenbasis (Abb. 2b) (Fuhr et al., 1990, Beuer et al., 2006). Hierbei löst das Monomer des Kunststoffteiges die PMMA-Struktur des Zahnes an und ermöglicht so die chemische Verbindung von Basiskunststoff und Prothesenzahn (Mann, 2013, Körber und Ludwig, 1982). Bei digital hergestellten Totalprothesen mit zweiteiliger Konstruktion entsteht ein zweiflächiger Verbund. Hierbei wird die CAM-gefräste Prothesenbasis mittels Autopolymerisat mit den Prothesenzähnen verbunden. Dabei entsteht eine Verbundfläche zwischen Autopolymerisat und Prothesenzahn und eine weitere zwischen Autopolymerisat und CAD/CAM-gefräster Prothesenbasis (Abb. 2c).

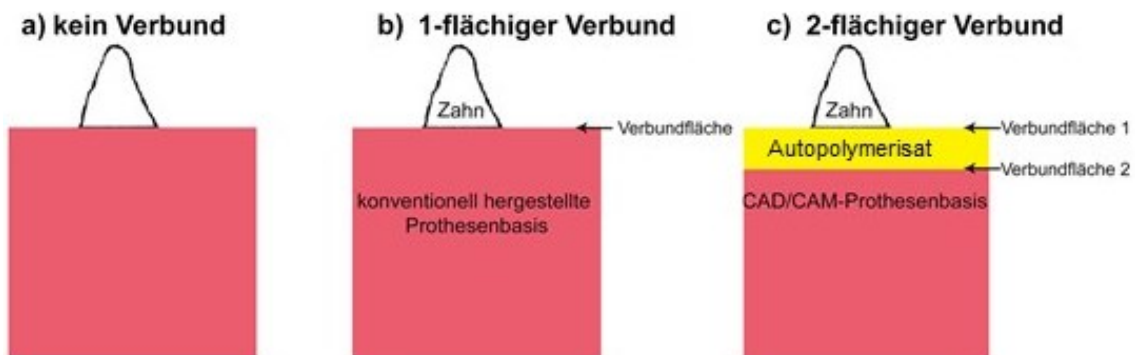


Abbildung 2 Mögliche Verbunde bei verschiedenen Herstellungsmethoden von Prothesen: a) monolithische, einteilige Konstruktionen, b) konventionell hergestellte Prothesen, c) zweiteilige Konstruktionen

Das Ablösen von Kunststoffprothesenzähnen von der Prothesenbasis (engl. „debonding“) ist nach wie vor ein Hauptproblem der zahnärztlichen Teil- und Totalprothetik und kann sowohl für den Patienten als auch für den Zahnarzt frustrierend sein (Abb. 3) (Patil et al., 2006, Marra et al., 2009).



Abbildung 3 Beispiele für Debonding aus der eigenen Praxis

Darbar et al. haben in den 90er Jahren Untersuchungen angestellt, die zeigten, dass in 33 % aller Zahnprothesenreparaturen abgelöste Zähne von der Prothesenbasis der Grund für diese waren (Darbar et al., 1994). Eine andere Untersuchung kommt zu einem Ergebnis von 7 % (El-Sheikh und Al-Zahrani, 2006). Bei konventionellen Herstellungsverfahren wird als einer der Hauptgründe für einen mangelhaften Verbund zwischen Prothesenzahn und Prothesenbasis die Verschmutzung der Prothesenzahnfläche durch Isoliermittel, Zinnfolien oder Wachsrückstände genannt (Aljudy, 2013, Patil et al., 2006). Dies gilt somit auch für die semidigitalen Verfahren, da hierbei die Prothesenüberführung auf konventionellem Wege erfolgt. Generell sollte bei allen Herstellungsverfahren darauf geachtet werden, dass die verwendeten Materialien chemisch „kompatibel“ sind (Cunningham, 1993, Schneider et al., 2002), was in Anbetracht der Produktvielfalt nicht immer gewährleistet ist. Neben den gewünschten positiven Eigenschaften der hochvernetzten PMMA-Zähne, brachte deren Einführung eine Schwächung des Haftverbunds mit sich, da hochvernetztes PMMA weniger effektiv anlösbar ist als unvernetztes PMMA (Jain et al., 2014). Zusätzlich wird der initiale Haftverbund durch Alterungsprozesse in der Mundhöhle geschwächt. Diese werden in Studien meist durch Thermolastwechsel in Wasserbädern von 5 °C zu 55 °C simuliert (Beuer et al., 2006, Aljudy, 2013, Palitsch et al., 2012). Es ist anzunehmen, dass die meisten Debondingfälle in der Teilprothetik auftreten, da mit Teilprothesen eine, im Vergleich zu Totalprothesen, höhere maximale Kaukraft von 300 N erreicht werden kann (Lauer et al., 1992). Bei Totalprothesen werden hingegen Maximalkräfte von nur etwa 160 N gemessen (Haraldson et al., 1979, Colebeck et al., 2015), wobei davon ausgegangen werden kann, dass bei

implantatgetragenen Totalprothesen höhere Kaukräfte auftreten und somit auch höhere Belastungen für den Haftverbund resultieren. Ein vollbezahnter Patient erreicht etwa 400 N (Rammelsberg, 2012).

Obwohl es denkbar ist, dass der Haftverbund desto anfälliger wird, je mehr Flächen er hat, liegen derzeit kaum Studien zum zweiflächigen Haftverbund vor. Die meisten, den Haftverbund betreffenden, Studien beschränkten sich bisher auf den einflächigen Verbund bei konventionellen Herstellungsverfahren. Inhalt der Studien war es, durch Oberflächenkonditionierung den Haftverbund zu verbessern und dadurch das Debonding zu verhindern. Die Ideen lassen sich in chemische Vorbehandlungen und in mechanische Manipulationen der basalen Prothesenzahnflächen einteilen, die in den folgenden beiden Unterkapiteln erläutert werden. In Anlehnung an die Ergebnisse der bisherigen Studien zur Verbesserung des einflächigen Haftverbunds, soll der Einfluss verschiedener Oberflächenkonditionierungen auf den zweiflächigen Haftverbund untersucht werden.

1.5.1. Mechanische Oberflächenkonditionierung der Prothesenzähne

Versuche, durch Rillenfräsungen oder Lochbohrungen den Haftverbund zu verbessern, lieferten, der Studienlage zufolge, keine eindeutigen Ergebnisse. So konnten einige Studien eine Verbesserung (Takahashi et al., 2000, Zuckerman, 2003, Mahadevan et al., 2015), andere wiederum keinen Nutzen für den Verbund feststellen (Beuer et al., 2006, Barpal et al., 1998, Cunningham und Benington, 1999, Huggett et al., 1982, Cardash et al., 1986). Das Beschleifen der basalen Zahnoberfläche führt auf jeden Fall zu einer sauberen, wachsfreien Verbundfläche, wodurch eine mögliche Fehlerquelle sicher eliminiert wird (Cunningham und Benington, 1999).

Meng et al. frästen eine untersichgehende Rille, um eine mechanische Verankerung zu erreichen. Ihre Studie lieferte für diese Methode erhöhte Verbundfestigkeitswerte im Vergleich zur unbehandelten Kontroll- und zur sandgestrahlten Prüfgruppe (Meng et al., 2010).

Bezüglich des Sandstrahlens ist die Datenlage in der Literatur ungleich. Es gibt Studien, die keine signifikante Verbesserung des einflächigen Haftverbunds

durch vorheriges Sandstrahlen der Oberflächen belegen können (Meng et al., 2010), aber auch solche, die eine signifikante Verbesserung postulieren (Saavedra et al., 2007, Mahadevan et al., 2015, Bahrani und Khaledi, 2014, Akin et al., 2014). Jedenfalls führt das Sandstrahlen zu einer gereinigten und vergrößerten Oberfläche (Liebermann et al., 2013).

Akin et al. hatten die Idee, die Vorbehandlung der Zahnfläche mit einem YAG-Laser vorzunehmen und verglichen die Werte unter anderem mit einer Kontrollgruppe, einer MMA-vorbehandelten Gruppe und einer sandgestrahlten Gruppe. Dabei konnten sie die höchsten Verbundwerte in der YAG-Lasergruppe und in der MMA-Gruppe feststellen (Akin et al., 2014).

1.5.2. Chemische Oberflächenkonditionierung der Prothesenzähne

In einigen Studien konnte eine Verbesserung des Haftverbundes durch die Behandlung des Prothesenzahnes mit Haftvermittlern oder Dichlormethan festgestellt werden (Chai et al., 2000), wohingegen Beuer et al. publizierten, dass Haftvermittler lediglich eine reinigende Wirkung gegenüber Isoliermittel- oder Wachsrückständen habe (Beuer et al., 2006). Dichlormethan wird von mehreren Studien als wirkungsvoll belegt (Jain et al., 2014, Chai et al., 2000). Seine Wirkung besteht in der Schaffung von Kanälen und Poren in der PMMA-Oberfläche des Zahnes, wodurch eine mikromechanische Verankerung möglich wird (Nagai et al., 2001).

Ein weiterer gängiger Versuch den Haftverbund zu verbessern, ist die MMA-Vorbehandlung der basalen Zahnfläche. Es gibt eine Reihe von Studien, die eine Verbesserung des Haftverbunds nach MMA-Vorbehandlung belegt haben (Chai et al., 2000, Barpal et al., 1998, Papazoglou und Vasilas, 1999, Yanikoglu et al., 2002, Morrow et al., 1978, Bahrani und Khaledi, 2014, Jain et al., 2014, Palitsch et al., 2012). Perea et al. führen auf, dass die Effektivität der Vorbehandlung mit MMA von mehreren Faktoren abhängt. Dabei spielen die Temperatur, die Einwirkzeit, die Löslichkeit des PMMA mit dem MMA und die Polymerstruktur des Zahnes eine Rolle (Perea et al., 2014).

Ein Gemisch aus MMA und Dichlormethan (1:1) scheint nicht wirkungsvoll zu sein (Mahadevan et al., 2015).

Für die Oberflächenbehandlung polymerer Werkstoffe können Plasmen aus Luft, Sauerstoff, Helium, Argon und Stickstoff verwendet werden (Liebermann et al., 2013). Eine Plasmabehandlung von dentalen Polymeren resultiere in einer verbesserten Benetzbarkeit, Erzeugung von reaktiven Gruppen an der Substratoberfläche und einer gereinigten Oberfläche (Koodaryan und Hafezeqoran, 2016). Allerdings ist nicht ausreichend untersucht, ob Plasmabehandlungen den Haftverbund tatsächlich verbessern. Aljudy et al. veröffentlichten bisher die einzigen Ergebnisse. Die Haftverbundwerte waren bei der Sauerstoffplasmagruppe über viermal so hoch und bei der Argonplasmagruppe annähernd viermal so hoch wie bei der nichtvorbehandelten Kontrollgruppe (Aljudy, 2013).

Wie bereits erläutert, haben sich alle im Unterkapitel 1.5. genannten Studien mit einflächigen Verbunden bei konventionellen Herstellungsverfahren beschäftigt. Die einzigen Studien, die zum zweiflächigen Haftverbund vorliegen, stammen von Häfele et al. und Hagenbuch. Häfele et al. stellten 2017 auf der IADR (International Association for Dental Research) in Wien die Ergebnisse ihrer Studie knapp mit einem Poster vor. Ihre Empfehlung ist es, sowohl den Prothesenzahn als auch die Prothesenbasis mit einer Sandstrahlung vorzubehandeln (90 µm Al₂O₃, 1,5 bar) (Häfele et al., 2017). Hagenbuch schlägt ein ähnliches Vorgehen vor (100 µm Al₂O₃, 1-2 bar) und befürwortet die anschließende Benetzung der Oberflächen mit Monomer (Hagenbuch, 2018). Sie untersuchten jedoch nicht, ob eine der beiden Haftverbundflächen eine Schwachstelle des Gesamtverbundes darstellt. Die geringe Datenlage zum zweiflächigen Haftverbund soll mit der vorliegenden Arbeit verbessert werden.

1.6. Plasmatechnologie in der Zahnmedizin

Plasma ist, nach fest, flüssig und gasförmig, der vierte Aggregatzustand von Materie (Koodaryan und Hafezeqoran, 2016, Arora, 2014). Führt man einer festen Materie immer weiter Energie zu, verflüssigt sie sich zuerst, wird dann gasförmig, um letztendlich als teilweise ionisiertes Gas den Zustand des Plasmas einzunehmen (Koodaryan und Hafezeqoran, 2016, Aljudy, 2013). Genauer: Wenn durch die Erhöhung des Drucks und der Temperatur oder

durch elektrische Entladung so viel Energie auf ein Gas einwirkt, dass einzelne oder alle Elektronen die Atomhülle verlassen, entsteht ein Plasma mit freien, negativ geladenen Elektronen und positiv geladenen Ionen (Weppler, 2015). Da die zahntechnischen Werkstoffe hitzeempfindlich sind und man mit Plasmen auch am lebenden Gewebe arbeiten möchte, muss auf die Energiezufuhr in Form von Hitze zum Erreichen eines Plasmas verzichtet werden. Deswegen werden sogenannte cold atmospheric plasma (CAP), auch als „non-thermal plasma“ bezeichnet, eingesetzt, die durch elektrische Ströme und die Senkung des Drucks herbeigeführt werden, sodass deren Temperatur stets unter 40 °C liegt (Arora, 2014, Koodaryan und Hafezeqoran, 2016). Der erzeugte Plasmazustand kann dann durch ständige Energiezufuhr, in Form von elektromagnetischen Feldern, aufrechterhalten werden (Arora, 2014). Der Effekt eines Plasmas auf eine Oberfläche hängt von dem verwendeten Gas, aus dem das Plasma erzeugt wurde, und von der Verweildauer des Werkgegenstandes im Plasma ab (Koodaryan und Hafezeqoran, 2016, Weppler, 2015).

Der Einsatz von Plasma in der Zahnmedizin lässt sich grob in zwei Gruppen unterteilen: Die Oberflächenkonditionierung von Werkstoffen und die direkte Anwendung am Patienten, wie beispielsweise in der Endodontie zur Desinfektion der Wurzelkanäle, zum Abtragen von kariösem Dentin oder zur Biofilamentfernung, sowohl auf natürlichen Zahnoberflächen als auch bei periimplantären Erkrankungen (Cha und Park, 2014). Die Plasmatechnologie scheint also vielfältig einsetzbar zu sein und ist nicht auf einen Werkstoff oder eine Anwendungsmöglichkeit beschränkt.

Wie in 1.5.2. erläutert, ist die Datenlage zur konkreten Frage, ob verschiedene Plasmen den Verbund von PMMA-Zähnen zur PMMA-Prothesenbasis verbessern, derzeit sehr gering. Diese Fragestellung ist ebenfalls Bestandteil der vorliegenden Arbeit.

1.7. Fragestellungen der vorliegenden Arbeit

Der vorliegenden Arbeit wurde die folgende Nullhypothese zugrunde gelegt: Die Oberflächenkonditionierung der am Verbund beteiligten Materialien hat keinen Einfluss auf den Haftverbund.

Dies war, anhand folgender Fragestellungen, zu untersuchen und mit den Ergebnissen zu be- oder zu widerlegen.

1) Hat die Methode der Oberflächenkonditionierung des Prothesenzahnes bzw. der CAD/CAM-gefrästen Prothesenbasis Einfluss auf den Haftverbund zu einem konventionellen PMMA?

- Keine Konditionierung
- MMA
- Sandstrahlen
- O₂-Plasma
- N₂-Plasma

2) Lassen sich die Methoden hinsichtlich des Haftverbunds in Ihrer Effektivität einordnen?

2. Material und Methoden

2.1. Prüfgruppen

Die folgenden Überlegungen führten zur Auswahl der Prüfgruppen und sollen deshalb kurz erläutert werden:

Teilt man die beiden Verbundflächen des zweiflächigen Verbundes in die jeweils einzelnen Flächen auf, wird deutlich, dass die Verbundfläche Zahn/Autopolymerisat dem einflächigen Verbund bei konventionellen Herstellungsmethoden entspricht. Dieser Verbund erlaubt es somit, Aussagen über den Haftverbund bei konventionellen Herstellungsmethoden wie auch über die Verbundfläche von Zahn und Autopolymerisat bei zweiteiligen Konstruktionen zu treffen. Diese Verbundfläche ist Untersuchungsgegenstand der Hauptgruppe (HG) A. Mit der Untersuchung der Verbundfläche zwischen Autopolymerisat und CAD/CAM-gefräster Prothesenbasis kann der Einfluss von Oberflächenkonditionierungen der CAD/CAM-gefrästen Prothesenbasis auf den Haftverbund zum Autopolymerisat beurteilt werden. Diese Verbundfläche ist Untersuchungsgegenstand der HG B.

HG A = Verbund Prothesenzahn zu Autopolymerisat

HG B = Verbund CAD/CAM-gefräste Prothesenbasis zu Autopolymerisat

Um die Probekörpergeometrie für eine bessere Vergleichbarkeit der Ergebnisse nicht zu verändern, wird der Anteil des Autopolymerisats von HG B in die gleiche Form gebracht, wie der Prothesenzahn der HG A (Abb. 4).



Abbildung 4 Schemadarstellung der Probekörper beider Hauptgruppen (weiß = PMMA-Prothesenzahn; gelb = Autopolymerisat; pink = CAD/CAM-gefräste PMMA-Prothesenbasis)

Material und Methoden

Jede HG setzt sich aus fünf Untergruppen (UG) zusammen, sodass insgesamt zehn Prüfgruppen resultieren (Tab. 6 und 7).

	Untergruppe	Vorbehandlung des Prothesenzahnes	Probenzahl
Gruppe A	1	Unbehandelt (Kontrollgruppe)	12
	2	Monomer	12
	3	Sandstrahlen	12
	4	O ₂ -Plasma	12
	5	N ₂ -Plasma	12
			Gesamt: 60

Tabelle 6 Prüfgruppen der Hauptgruppe A

	Untergruppe	Vorbehandlung der Prothesenbasis	Probenzahl
Gruppe B	1	Unbehandelt (Kontrollgruppe)	12
	2	Monomer	12
	3	Sandstrahlen	12
	4	O ₂ -Plasma	12
	5	N ₂ -Plasma	12
			Gesamt: 60

Tabelle 7 Prüfgruppen der Hauptgruppe B

Die DIN 13998, mit dem Titel „Prüfverfahren für die Haftfestigkeit von Kunststoffzähnen und Prothesenkunststoffen“, sieht pro Prüfgruppe 8 Proben vor, wobei bei Lufteinschlüssen in der Bruchfläche das Verwerfen dieser Probe verlangt wird. Um genügend verwendbare Proben zur Verfügung zu haben, wurde für diese Studie eine Probenanzahl von 12 Probekörpern pro UG festgelegt.

Die Oberflächen (HG A = basale Zahnfläche, HG B = CAD/CAM-gefräste Prothesenbasis) wurden wie folgt konditioniert:

UG 1:

Die Oberflächen wurden nicht weiter behandelt, sodass diese Proben als Kontrollgruppe dienten.

UG 2:

Die Oberflächen wurden mit MMA vorbehandelt. Dazu wurden diese mit einem Microbrush, der zuvor in megaCRYL N Liquid (Megadental GmbH, Büdingen, Deutschland) getränkt wurde, für jeweils 30 Sekunden benetzt. Anschließend

wurden die so präparierten Oberflächen ohne Zeitverzug zur Probekörperherstellung weiterverwendet.

UG 3:

Die Oberflächen wurden mithilfe des Sandstrahlgerätes P-G 400 (Harnisch-Rieth GmbH & Co., Winterbach, Deutschland) und dem Aluminiumoxid Korox 250 (Bego Bremer Goldschlägerei Wilh. Herbst GmbH & Co. KG, Bremen, Deutschland) sandgestrahlt. Dabei wurden folgende Parameter angewandt:

- 250 μm Al_2O_3
- 0,3 bar Druck
- 30 Sekunden
- 5 mm Entfernung

Anschließend wurden die Oberflächen für 10 Sekunden mit einem Dampfstrahlgerät gereinigt, um eventuelle Aluminiumoxidrückstände zu beseitigen.

UG 4:

Die Oberflächen wurden im Gerät DENTA PLAS PC (Diener electronic GmbH + Co. KG, Ebhausen, Deutschland) vorbehandelt. Dabei wurden folgende Prozessparameter angewandt:

- 100 % O_2
- 60 % Leistung
- 30 Minuten Plasmazeit
- 0,3 mbar Solldruck

Anschließend wurden die so präparierten Oberflächen ohne Zeitverzug zur Probekörperherstellung weiterverwendet.

UG 5:

Diese Zähne wurden mit Stickstoffplasma vorbehandelt. Sowohl das Vorgehen als auch die Prozessparameter waren identisch mit dem der UG 4, jedoch wurde an Stelle von Sauerstoff Stickstoff eingesetzt.

Der Studienaufbau ist in Abbildung 5 schematisch dargestellt und wird im weiteren Kapitelverlauf näher beschrieben.

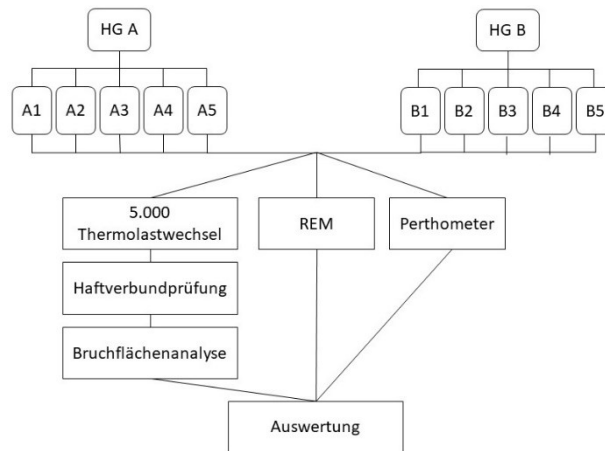


Abbildung 5 Schema des Studienaufbaus (HG= Hauptgruppe, REM = Rasterelektronenmikroskop)

2.2. Herstellung der Probekörper der Hauptgruppe A

Die Probekörperherstellung der HG A erfolgte gemäß der DIN 13998, die die Probekörperherstellung mit Autopolymerisat enthält, und ist im folgenden Flussdiagramm dargestellt (Abb. 6):

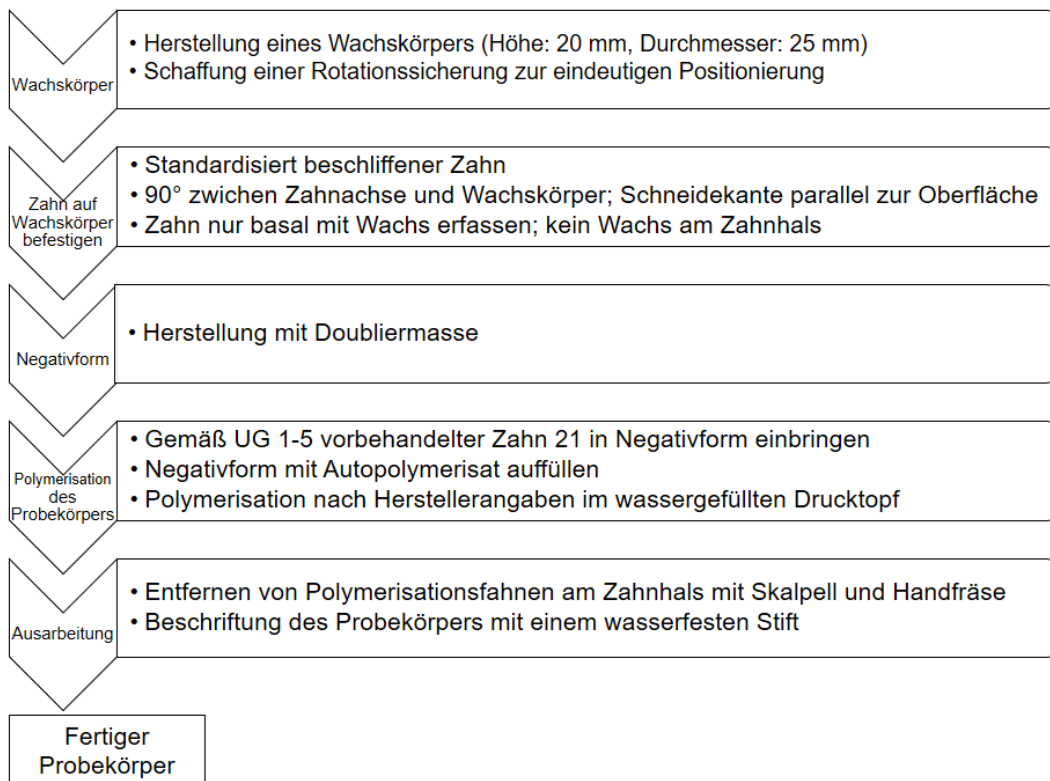


Abbildung 6 Flussdiagramm der Herstellung eines Probekörpers der Hauptgruppe A

Der standardisiert beschliffene Zahn (siehe 3.2.2.) wurde auf dem Wachskörper so ausgerichtet, dass die Schneidekante parallel zur Wachsoberfläche verlief und zwischen Zahnachse und Wachsoberfläche 90° bestanden. In den hergestellten Wachskörper wurde eine Mulde eingebracht, die zur Fixierung und Rotationssicherung des Probekörpers in der Prüfvorrichtung diente.

Um stets identische Probekörper reproduzieren zu können, wurde der so hergestellte Musterprobekörper mit einem „V“ (=Vorlage) markiert, aufbewahrt und als Vorlage für die Negativformen verwendet. Zur Herstellung der Negativformen wurde Dublisil® 30 (Dreve Dentamid GmbH, Unna, Deutschland) verwendet. Anschließend wurde der jeweilige Zahn, nach dessen Vorbehandlung gemäß den UG 1-5, in die Negativform eingesetzt und diese mit dem Autopolymerisat megaCRYL N (Megadental, Büdingen, Deutschland) ausgegossen. Gemäß den Empfehlungen des Herstellers wurde dieses im Mischungsverhältnis 2:1 (Pulver:Liquid) angerührt und für 25 Minuten in einem mit Wasser gefüllten, temperierten Drucktopf auspolymerisiert (40 °C; 2,5 bar). Anschließend wurden mit einem Skalpell und der Fräse H79EA (Komet Dental, Lemgo, Deutschland) die Polymerisationsfahnen am Zahnhals entfernt. Diese Maßnahme sollte eine ungewollte Vergrößerung der Verbundfläche durch etwaige Überschüsse verhindern. Die so entstandenen Probekörper wurden dann mit einem wasserfesten Stift eindeutig beschriftet.

2.2.1. Verwendete Prothesenzähne in der Hauptgruppe A

In Anlehnung an die DIN 13998 wurden „mittlere Oberkieferfrontzähne (Typ 1 nach DIN EN ISO 22112:2006-05)“ ausgewählt. Es wurden ausschließlich die Zähne 21 des Prothesenzahntyps Mondial 6 R483 (Heraeus Kulzer GmbH, Hanau, Deutschland) verwendet.

Die Zähne bestehen aus dem auf PMMA-basierten Nano Pearls Material und sind somit mit einem MMA/PMMA-Autopolymerisat chemisch kompatibel.

2.2.2. Standardisierung der basalen Zahnfläche

Die konkave Basalfläche der Prothesenzähne wurde standardisiert plan geschliffen. Hierzu ist sowohl eine Halterung, die jeden Zahn in der exakt gleichen Position fixiert, als auch eine Schleifvorrichtung mit Anschlag nötig, die

stets dieselbe Trimmachse und -länge garantiert (Abb. 7). Die so geschaffene plane Basalfläche erlaubt es, die Verbundfläche einfach und relativ exakt bestimmen zu können.

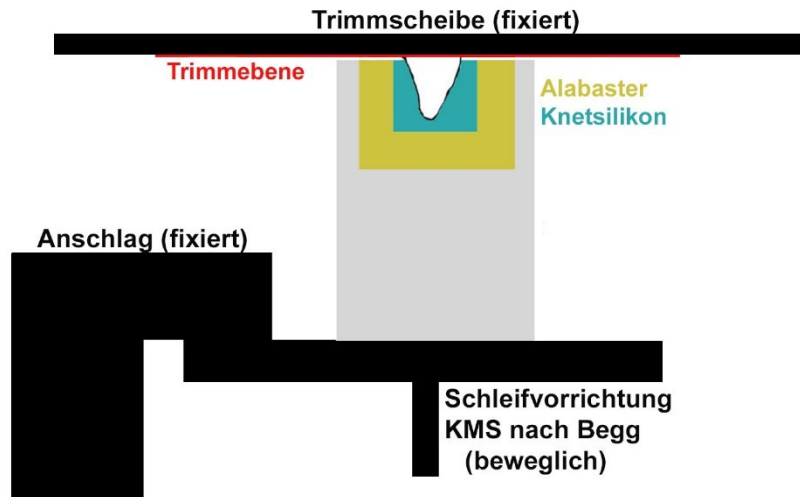


Abbildung 7 Schema der Schleifvorrichtung

Die tatsächliche Umsetzung im Labor wird im Folgenden kurz beschrieben.

2.2.2.1. Prothesenzahnhalterung zum standardisierten Trimmen

Um eine fixe Zahnposition beim Trimmen gewährleisten zu können, wurde eine Haltevorrichtung für die Zähne geschaffen. Diese Haltevorrichtung hat mehrere Anforderungen zu erfüllen:

- Fixierung von 90° zwischen Zahnachse und Trimmebene
- Parallelität von Schneidekante und Trimmebene
- identische Zahnposition nach jedem Zahnwechsel muss garantiert sein

Der Zahn wurde in der gewünschten Endposition eingewachst (Abb. 8a). Anschließend wurde der freiliegende Zahnanteil mit dem Knetsilikon Twinduo (Picodent®, Wipperfürth, Germany) abgeformt. Dieses Material ist elastisch genug, um das Wechseln des Zahnes zu ermöglichen, und gleichzeitig starr genug, um keine Positionsveränderungen des gefassten Zahnes zuzulassen. Anschließend wurde der Hohlraum im Metallhalter mit dem Alabastergips Snow White (Kerr Dental, Orange, USA) aufgefüllt und der Wachsblock mit dem Zahn so auf die Metallform gesetzt, dass das Knetsilikon komplett im Alabastergips eingetaucht war und die Oberflächenebenen des Wachsblocks und des Metallhalters parallel zueinander waren (Abb. 8b). Die so entstandene

Haltevorrichtung ermöglichte den Zahnwechsel beim Trimmen und garantierte die identische Schleifposition für jeden Zahn (Abb. 8c).

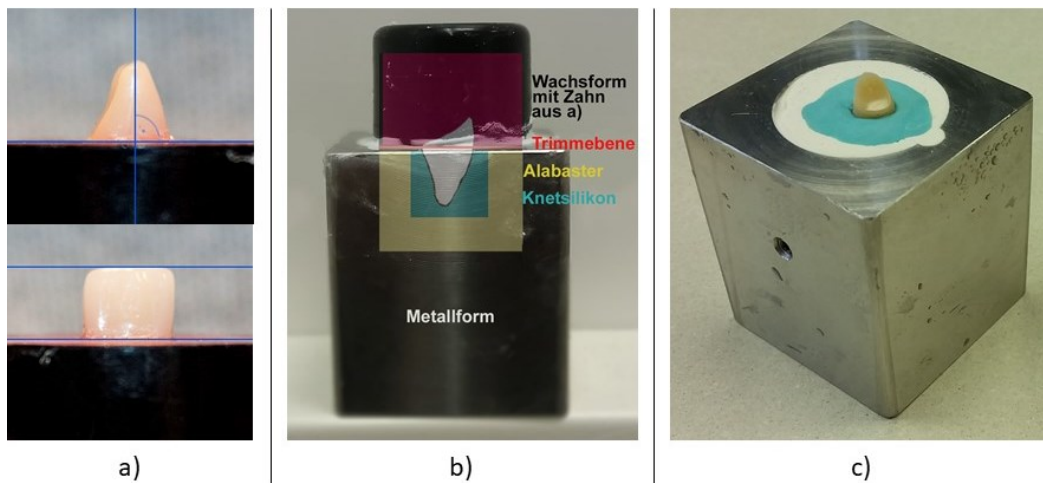


Abbildung 8 Herstellung des Zahnhalters: a) Wachsform mit gewünschter Endposition des Zahnes, b) Übertragung der Zahnposition in die Haltevorrichtung, c) fertige Haltevorrichtung mit positioniertem Zahn

2.2.2.2. Modifizierung des Nasstrimmers

Der Nasstrimmer HSS99-KFO (Wassermann Dental, Hamburg, Deutschland) wurde mit einer verschraubten Konstruktion modifiziert, die für die bewegliche Schleifvorrichtung als Anschlag diente und so jeder Zahn um die exakt gleiche Länge gekürzt werden konnte (Abb. 9 und 10).

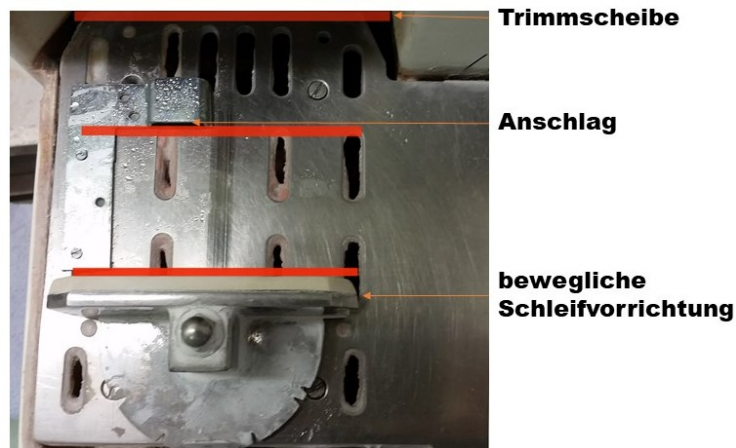


Abbildung 9 Modifizierung des Nasstrimmers mit einer verschraubten Anschlagkonstruktion. Die Parallelität der Ebenen ist mit roten Balken dargestellt.

Mit dieser Konstruktion sind folgende Punkte gewährleistet:

- Parallelität von Schleifvorrichtung, Anschlag und Trimmscheibe (Abb. 9)
- Fixierte Distanz zwischen der Trimmscheibe und dem Anschlag
- Bewegliche Schleifvorrichtung für das Trimmen der Zähne

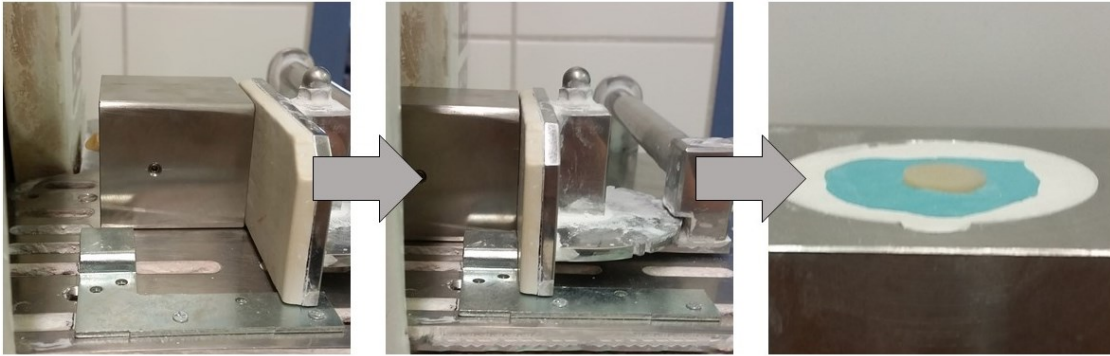


Abbildung 10 Standardisiertes Trimmen der Prothesenzähne

Die Bestandteile der Modifikation wurden im Baumarkt besorgt (Aufhängewinkel und Schrauben mit Muttern). Die verwendete Trimmerscheibe war eine Diamantscheibe mit feiner Körnung (D213).

2.3. Herstellung der Probekörper der Hauptgruppe B

Die Herstellung der Probekörper der HG B erfolgte mit derselben Negativform wie die der Probekörper der HG A. Die einzelnen Schritte werden zunächst in einem Flussdiagramm (Abb. 11) aufgeführt und im Folgenden detailliert beschrieben.

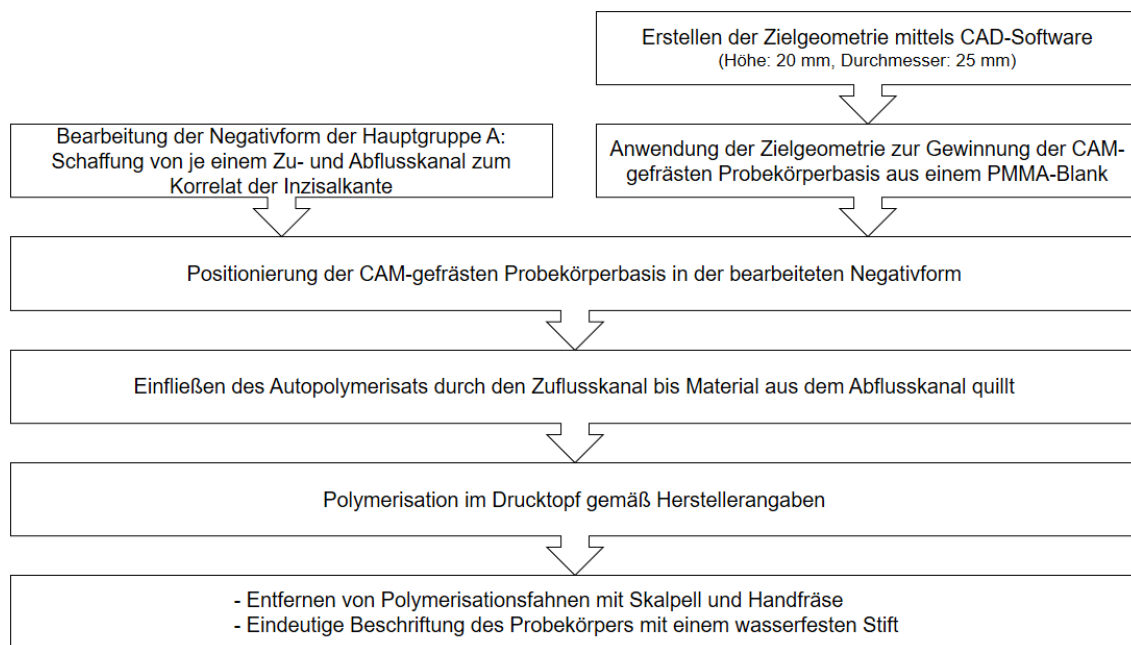


Abbildung 11 Flussdiagramm der Herstellung eines Probekörpers der Hauptgruppe B

Ausgangswerkstoff waren die PMMA-Blanks Pink Blank U (anaxDENT GmbH, Stuttgart, Deutschland), welche eine Standardgröße von 98x25 mm haben. Bei DENTAURUM GmbH & Co. KG (Ispringen, Deutschland) wurden die

Probekörper (Höhe: 20mm, Durchmesser: 25mm) der HG B mit der Fräsmaschine 550i (imes-icore® GmbH, Eiterfeld, Deutschland) aus den PMMA-Blanks gefräst. Hierzu wurde zunächst ein Datensatz erzeugt, der die gewünschte Zielgeometrie beschrieb (Abb. 12). Mit der Software wurde der gewonnene Datensatz nun auf einen kompletten Blank angewandt. Hierbei war der Durchmesser der verwendeten Kunststofffräse von 2,5 mm zu berücksichtigen (Abb. 12).

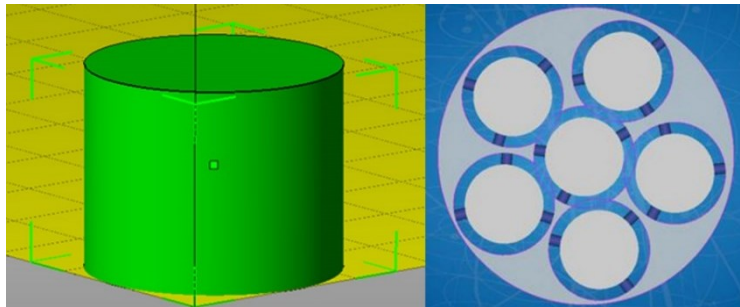


Abbildung 12 Erzeugung der Zielgeometrie und deren Anwendung auf einen Blank mittels CAD-Software

Anschließend wurde mit der CAM-Software eine Datei für die Fräsmaschine generiert, nach deren Vorlage diese den Blank bearbeiten konnte. Der Fräsprozess eines Blanks war nach etwa 3,5 Stunden beendet. Danach wurden die Verbinder manuell mit einer Fräse durchtrennt und deren Reste am Probekörper abgeschliffen (Abb. 13).

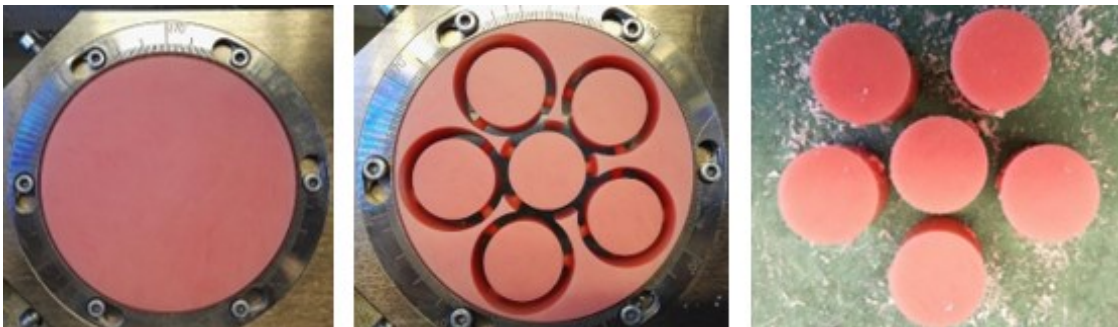


Abbildung 13 Vom Blank zur Probekörperbasis

Die so entstandenen Probekörperbasen wurden willkürlich auf die fünf Untergruppen verteilt (12 Probekörper pro UG). Dann wurde die Oberfläche, die am späteren Verbund beteiligt war, analog dem aus 3.1. bekannten Vorgehen modifiziert.

Die Negativformen von der Herstellung der HG A wurden so bearbeitet, dass inzisal je ein Kanal für den Kunststoffteig des Autopolymerisats und ein Kanal für das Entweichen der Luft vorhanden war (Abb. 14 a). Die Probekörperbasen wurden in die Negativformen eingebracht, woraufhin der Kunststoffteig durch den Kanal in die Zahnform eingebracht wurde (Abb. 14 b). Die Polymerisation erfolgte bei 40 °C und 2,5 bar im Drucktopf für 25 Minuten- analog der Herstellung der Probekörper der HG A. Anschließend wurden mit einem Skalpell und einer Handfräse die Residuen der Gusskanäle und die Überschüsse zirkulär um den Zahn entfernt (Abb. 14 c)-d). Diese Maßnahme sollte eine ungewollte Vergrößerung der Verbundfläche durch etwaige Überschüsse verhindern.

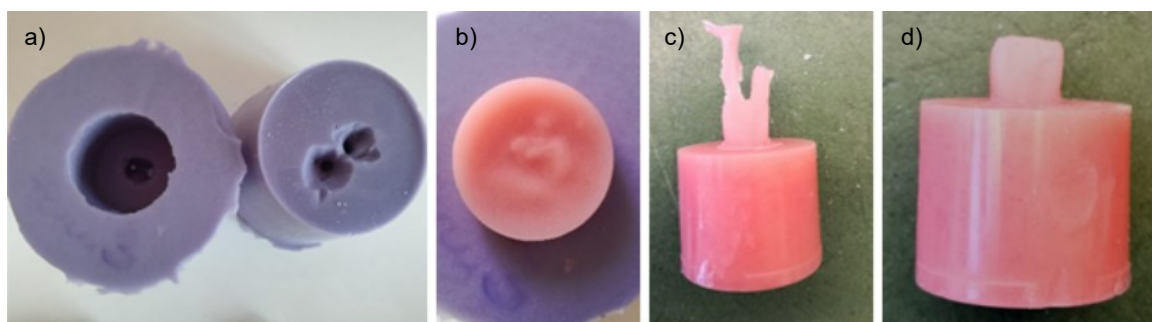


Abbildung 14 Von der Probekörperbasis zum fertigen Probekörper: a) Erzeugung von Zu- und Abflusskanälen an der Negativform, b) in die Negativform eingebrachte Probekörperbasis und Polymerisation des Autopolymerisats, c) Residuen der Gusskanäle am Probekörper, d) fertiger Probekörper der Hauptgruppe B

Die so gewonnenen Probekörper wurden eindeutig beschriftet.

2.4. Bestimmung der Verbundfläche

Die durchschnittliche Größe der basalen Zahnfläche wurde vor der Herstellung der Probekörper mit der Software Measure (Datinf GmbH, Tübingen, Deutschland) bestimmt. Sie stellt die Verbundfläche sowohl in HG A als auch in HG B dar.

Zunächst wurden 24 Zähne willkürlich ausgewählt. Anschließend wurden Fotoaufnahmen der zu bestimmenden basalen Zahnflächen gemacht. Um perspektivische Verzerrungen zu vermeiden, wurde darauf geachtet, dass die Fotolinse parallel zur zu bestimmenden Fläche ausgerichtet war. Nach dem mit der oben genannten Software die jeweilige Fotoaufnahme geöffnet wurde,

wurde zuerst der geltende Maßstab ermittelt. Mit der Polygonfunktion wurden die Eckpunkte der zu bestimmenden Fläche manuell markiert (Abb. 15).

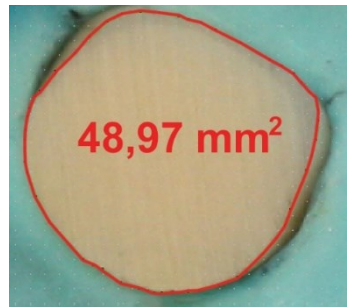


Abbildung 15 Flächenbestimmung mit Measure (Datinf, Tübingen, Deutschland)

Aus den 24 Messwerten wurde der Durchschnittswert (48,72 mm²) bestimmt, der jedem Probekörper als Verbundfläche zugrunde gelegt wurde.

Mit dem Quotienten aus der Verbundfläche und der später gemessenen maximalen Bruchkraft ließ sich die Verbundfestigkeit errechnen. Die Verbundfestigkeit wird in der SI-Einheit Pascal angegeben.

$$\text{Verbundfestigkeit [MPa]} = \frac{\text{max. Bruchkraft [N]}}{\text{Verbundfläche [mm}^2\text{]}}$$

2.5. Oberflächenanalyse

Die Rauheitsmessung wurde mit dem Perthometer S6P (Mahr GmbH, Göttingen, Deutschland) durchgeführt.

Für jede UG beider HG wurden 3 Proben mit dem Perthometer untersucht. In der HG A wurden die basalen Zahnflächen, in HG B die CAD/CAM-gefrästen Prothesenbasisoberflächen vermessen. Jede Probe wurde zuvor entsprechend ihrer Untergruppenzugehörigkeit vorbehandelt.

Pro Oberfläche wurden 121 Profile im Abstand von 25 µm auf 3x3 mm aufgenommen, aus denen mit der Software „Perthometer Concept“ die Topographie der vermessenen Fläche berechnet wurde. Die dadurch gewonnenen Daten wurden mithilfe der Software MountainsMap 7.4 (Digital Surf, Besancon, Frankreich) ausgewertet und als Oberflächenrekonstruktionen dargestellt.

Zur Auswertung wurde der Parameter S_a herangezogen. S_a beschreibt die Oberflächenrauheit, in dem er die Abweichung aller Punkte vom arithmetischen Mittelwert der Oberfläche darstellt.

2.6. REM-Aufnahmen

Um die Oberflächen der behandelten Zähne miteinander vergleichen zu können, wurden Aufnahmen mit dem Rasterelektronenmikroskop REM LEO 1430 (Carl Zeiss AG, Oberkochen, Deutschland) gemacht. Aus jeder UG wurde ein beliebiger Zahn ausgewählt. Nach dem Besputtern der Proben wurden Aufnahmen mit 30-, 500-, 1.000-, 5.000-, 10.000- und 20.000-facher Vergrößerung gemacht.

2.7. Thermolastwechsel

Zahnprothesen sind in der Mundhöhle thermischen, chemischen, physikalischen und mechanischen Einflüssen ausgesetzt. Handelt es sich nicht um eine in-vivo Studie, ist es in der Forschung sehr schwer diese Einflüsse in ihrer Gesamtheit zu imitieren. Als Methode der Wahl sind Thermolastwechsel zu betrachten. Dabei sind die Probekörper einer Wasserlagerung und wechselnden Temperaturen ausgesetzt und werden so einer künstlichen Alterung unterzogen.

Alle Probekörper durchliefen 5.000 Zyklen. Ein Zyklus bestand aus je 30 Sekunden Verweildauer der Probekörper in einem Warm- (55 °C) bzw. Kaltbad (5 °C) und 5 Sekunden Abtropfzeit zwischen den Wechseln. Die Temperaturen der Wasserbäder in den Edelstahlwannen W15 (Thermo Haake GmbH, Karlsruhe, Deutschland) wurden durch die Einhängethermostate DC10 (Thermo Haake GmbH, Karlsruhe, Deutschland) konstant gehalten. Beim Befüllen des Probenkorbes wurde darauf geachtet, dass alle Probekörper so standen, dass sie keinen mechanischen Irritationen ausgesetzt waren.

2.8. Maschinelle Prüfung der Verbundfestigkeit

Die maschinelle Prüfung des Haftverbundes wurde in Anlehnung an die DIN 13998 „Prüfverfahren für die Haftfestigkeit zwischen Kunststoffzähnen und Prothesenkunststoffen“ durchgeführt, die ein Scherhaftfestigkeitsprüfverfahren ist.

Die Probekörper mussten mittels einer unverrückbaren Haltevorrichtung in die Prüfmaschine eingespannt werden (Abb. 16). Die DIN sieht weiterhin vor, dass die Prüfkraft im 90° Winkel zur Zahnachse am inzisalen Teil der Schneidekante in labialer Richtung einzuleiten ist und sich der Prüfstempel mit 1 mm/min bewegt. Entsprechend anderer Studien mit gleichem Prüfverfahren, aber abweichend von der DIN, wurde die Kraft im 135° Winkel zwischen Prüfstempel und Zahnachse ausgeübt (Beuer et al., 2006, Aljudy, 2013), da dieser Wert näherungsweise dem Interinzisalwinkel entspricht und somit eine realistischere Belastung für den Prothesenzahn darstellt. Durch die Änderung des Winkels der Krafteinwirkung, spiegelt das angewandte Prüfverfahren keinen reinen Abschertest mehr wider.

Zur Prüfung wurde die Universalprüfmaschine Z010 mit der Prüfsoftware testXpert V12.0 (Zwick GmbH + Co. KG, Ulm, Deutschland) eingesetzt.

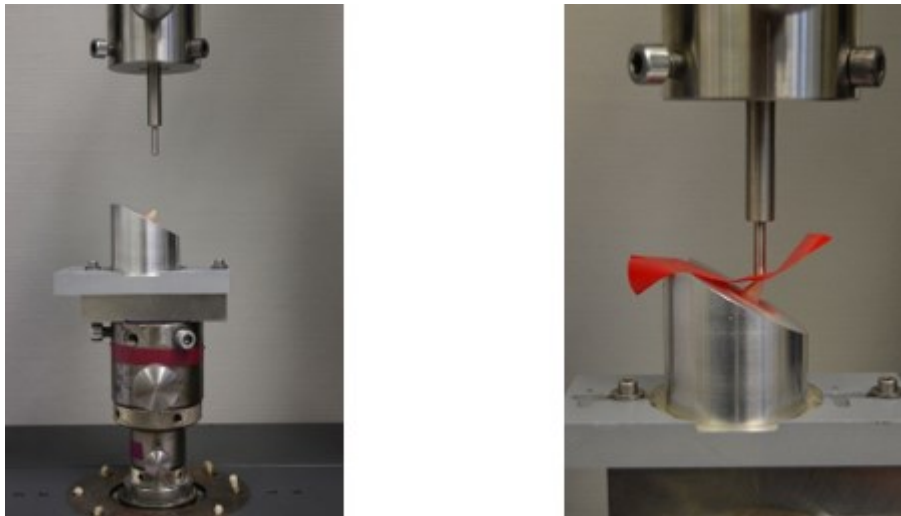


Abbildung 16 Prüfvorrichtung (links) und Positionierung des Probekörpers mit Okklusionsfolie (rechts)

2.9. Analyse der Bruchfläche

Zur Beurteilung der Bruchflächen wurden diese unter einem Mikroskop bei 20-facher Vergrößerung betrachtet. So wurde das Bruchmuster jeder Probe ermittelt. Es können 3 mögliche Bruchmuster auftreten:

- Adhäsiver Bruch: Die Frakturfläche entspricht der Verbundfläche und beide Werkstoffe bleiben unversehrt
- Kohäsiver Bruch: Die Fraktur verläuft komplett innerhalb eines beteiligten Werkstoffes

- Mischbruch: Die Frakturfläche enthält sowohl adhäsive als auch kohäsive Anteile

Bei Mischbrüchen wurde der kohäsive bzw. adhäsive Flächenanteil prozentual angegeben. Die DIN erlaubt hierbei eine Rundung auf $\pm 10\%$.

2.10. Statistische Auswertung

Die statistische Auswertung und die Erstellung der Diagramme erfolgte mit den Softwares JMP 13 (SAS, Cary, USA) und Excel 2016 (Windows, Redmond, USA). Zur besseren Veranschaulichung wurden die Box-Plot-Diagramme der HG A und B mit der Software Photoshop CS6 (Adobe Systems, San José, USA) übereinandergelegt, sodass alle Ergebnisse in einem Diagramm ersichtlich und einfacher zu vergleichen sind.

Mit JMP 13 wurde eine einfaktorielle Varianzanalyse (ANOVA) berechnet, um zu untersuchen, ob es Unterschiede im Wert des Haftverbunds in Abhängigkeit von der Oberflächenkonditionierung gab. Um differenzierter zu ermitteln welche UG sich signifikant unterscheiden, wurde der Tukey-Kramer post-hoc Test angewandt. Dieser ist zur Bestimmung von signifikanten Mittelwerten einsetzbar und vergleicht jede mögliche Gruppenkombination. Auf diese Art und Weise wurde jede HG einzeln analysiert, um die Unterschiede in der Prothesenzahnkonditionierung (HG A) bzw. in der CAD/CAM-gefrästen Prothesenbasiskonditionierung (HG B) festzustellen.

Als statistisch signifikant wird im Folgenden ein Ergebnis dann bezeichnet, wenn gilt $p \leq 0,05$.

3. Ergebnisse

3.1. Haftverbundergebnisse der beiden Hauptgruppen A+B

Die Messergebnisse beider HG sind in Abbildung 17 in Form von Box-Plots der jeweiligen UG dargestellt:

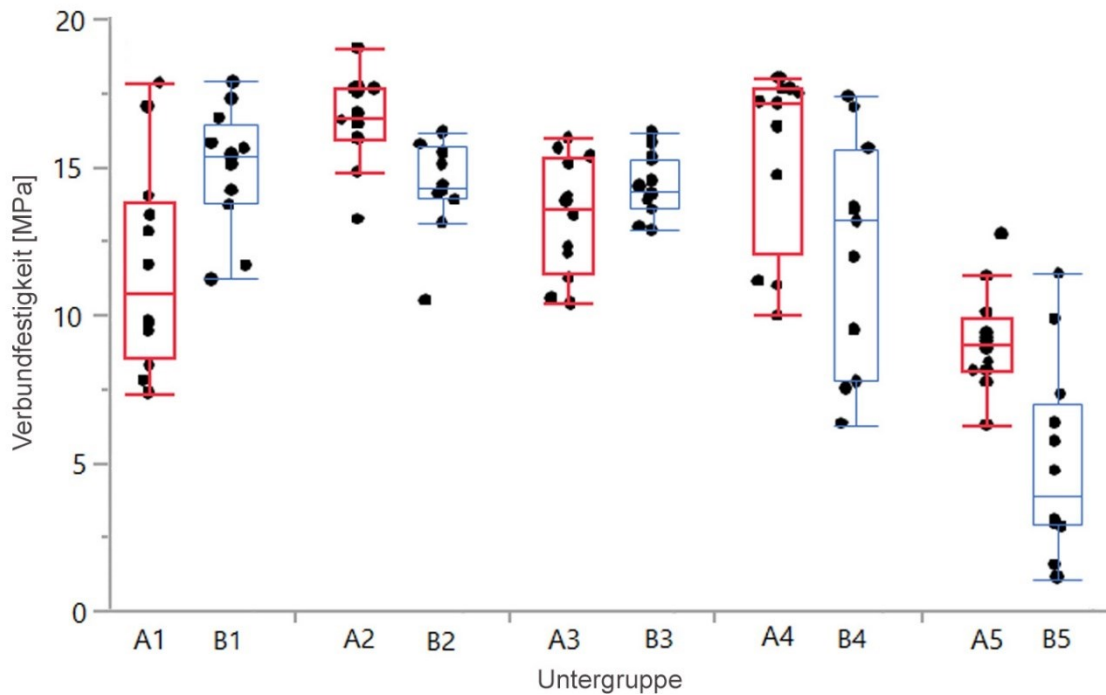


Abbildung 17 Box-Plot-Darstellungen aller Messergebnisse mit Darstellung der Einzelmesswerte, der Mediane, der oberen/unteren Quartile, der oberen/unteren Whiskers und der Ausreißer. Rot = HG A, blau = HG B

Die Mittelwerte, Standardabweichungen und Signifikanzen der HG A sind in der Tabelle 8, die der HG B in Tabelle 9 dargestellt:

UG	Oberflächenbehandlung				N	Mittelwert [MPa]	Std.-Abw.
A2	MMA	A			12	16,62	± 1,52
A4	O ₂ -Plasma	A	B		12	15,53	± 3,04
A3	Sandstrahlung		B	C	12	13,33	± 1,99
A1	Keine			C	12	11,59	± 3,49
A5	N ₂ -Plasma			D	12	9,12	± 1,69

Tabelle 8 Mittelwerte, Standardabweichungen und Darstellung der Signifikanzen der HG A. Stufen, die nicht über den gleichen Buchstaben verbunden sind, unterscheiden sich signifikant. UG = Untergruppe; N = Probenanzahl; Std.-Abw. = Standard-Abweichung

Sortiert man die Ergebnisse der HG A nach absteigenden Mittelwerten, so ergibt sich folgende Reihenfolge: A2>A4>A3>A1>A5 (Tab. 8). Hierbei unterscheiden sich die in der Reihenfolge benachbart-stehenden UG nicht signifikant voneinander: A2/A4 (p=0,8175), A4/A3 (p=0,2025), A3/A1

Ergebnisse

($p=0,4311$) und A1/A5 ($p=0,1192$). Dahingegen sind signifikante Ergebnisse zwischen den UG A2/A5 ($p<0,0001$), A4/A5 ($p<0,0001$), A2/A1 ($p<0,0001$), A3/A5 ($p=0,0010$), A4/A1 ($p=0,0024$) und A2/A3 ($p=0,0159$) festzustellen. Die Gruppen A2 und A4 weisen mit 16,62 bzw. 15,53 MPa die höchsten Mittelwerte auf und unterscheiden sich nicht signifikant. Dennoch deuten die jeweiligen Standardabweichungen (A2: $\pm 1,52$; A4: $\pm 3,04$) auf einen Unterschied der beiden Methoden hin. Die großen Spannweiten und die großen Interquartilsabstände der Box-Plots der UG A1 und A4 veranschaulichen die große Streuung der Einzelmesswerte im Vergleich zu den Box-Plots der UG A2, A3 und A5, welche eine deutlich geringere Spannweite und einen deutlich geringeren Interquartilsabstand aufweisen (Abb. 17). Ebenfalls auffallend ist, dass die UG A1 und A4 deutlich höhere Standardabweichungen als die UG A2, A3 und A5 haben.

Ordnet man die Ergebnisse der HG B nach absteigenden Mittelwerten, so ergibt sich folgende Reihenfolge: B1>B2>B3>B4>B5 (Tab. 9).

UG	Oberflächenbehandlung				N	Mittelwert [MPa]	Std.-Abw.
B1	Keine	E			12	15,04	$\pm 2,05$
B2	MMA	E			12	14,46	$\pm 1,59$
B3	Sandstrahlung	E			12	14,44	$\pm 1,07$
B4	O ₂ -Plasma	E			11	12,14	$\pm 3,92$
B5	N ₂ -Plasma		F		12	4,93	$\pm 3,28$

Tabelle 9 Mittelwerte, Standardabweichungen und Darstellung der Signifikanzen der HG B. Stufen, die nicht über den gleichen Buchstaben verbunden sind, unterscheiden sich signifikant. UG = Untergruppe; N = Probenanzahl; Std.-Abw. = Standard-Abweichung

Es sind signifikante Ergebnisse zwischen B5 und jeder anderen UG festzustellen, wobei für alle gilt $p<0,0001$. Dahingegen unterscheiden sich die Ergebnisse der Gruppen B1, B2, B3 und B4 nicht signifikant voneinander: B1/B2 ($p=0,9822$), B1/B3 ($p=0,9791$), B1/B4 ($p=0,0685$), B2/B3 ($p=1$), B2/B4 ($p=0,2109$), B3/B4 ($p=0,2205$). Diese UG weisen ähnliche Mittelwerte, aber teils deutliche Unterschiede der Standardabweichungen auf: B1 (15,04 MPa ($\pm 2,05$)), B2 (14,46 MPa ($\pm 1,59$)), B3 (14,44 MPa ($\pm 1,07$)) und B4 (12,14 MPa ($\pm 3,92$)). Die UG B3 weist eine sehr kleine Spannweite und einen sehr kleinen Interquartilsabstand auf und hat keinen Ausreißer. Der Interquartilsabstand der UG B2 ist ebenfalls sehr klein, wohingegen die Spannweite durch einen

Ausreißer vergrößert ist. Deutlich größere Spannweiten, Interquartilsabstände und Standardabweichungen zeigen die Plasmagruppen B4 und B5.

Die UG B4 enthält nur 11 Proben, da Probe B4.3. nicht berücksichtigt wurde. Der Prüfstempel hatte sich bei dieser Messung verformt und wurde dann ausgetauscht.

3.2. Analyse der Bruchflächen der Hauptgruppen A+B

Abbildung 18 verschafft einen Überblick über die Häufigkeit der aufgetretenen Bruchtypen je UG:

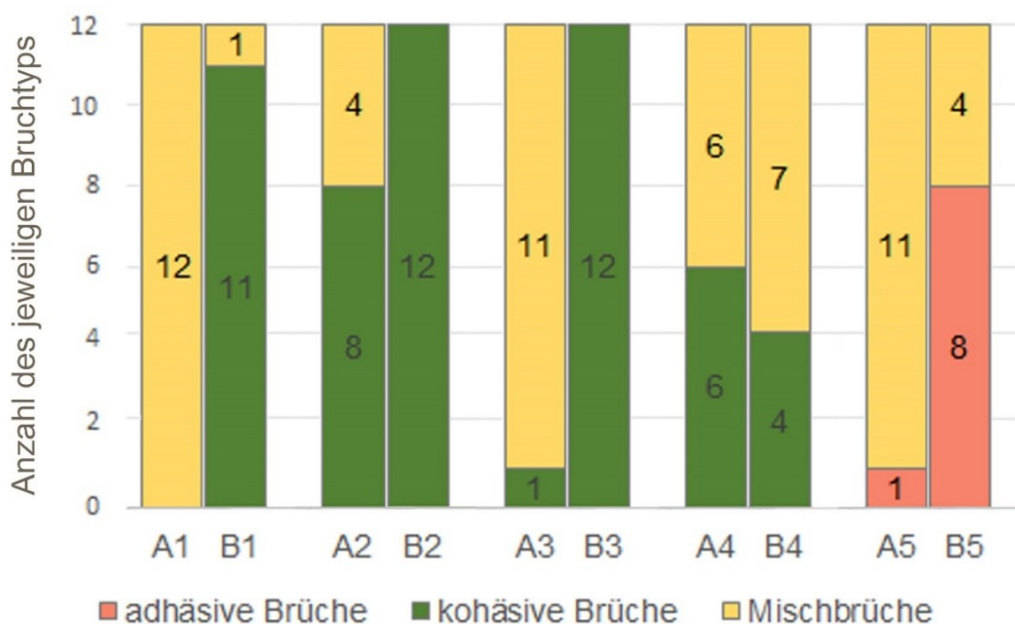


Abbildung 18 Häufigkeit der Bruchtypen in den jeweiligen Untergruppen

Die genauere Untersuchung der Mischbrüche wird in Abbildung 19 dargestellt. Hierfür wurde die Bruchfläche jeden Mischbruchs analysiert und der kohäsive bzw. adhäsive Bruchflächenanteil an der Gesamtbruchfläche der Mischbrüche der jeweiligen UG ermittelt.

Ergebnisse

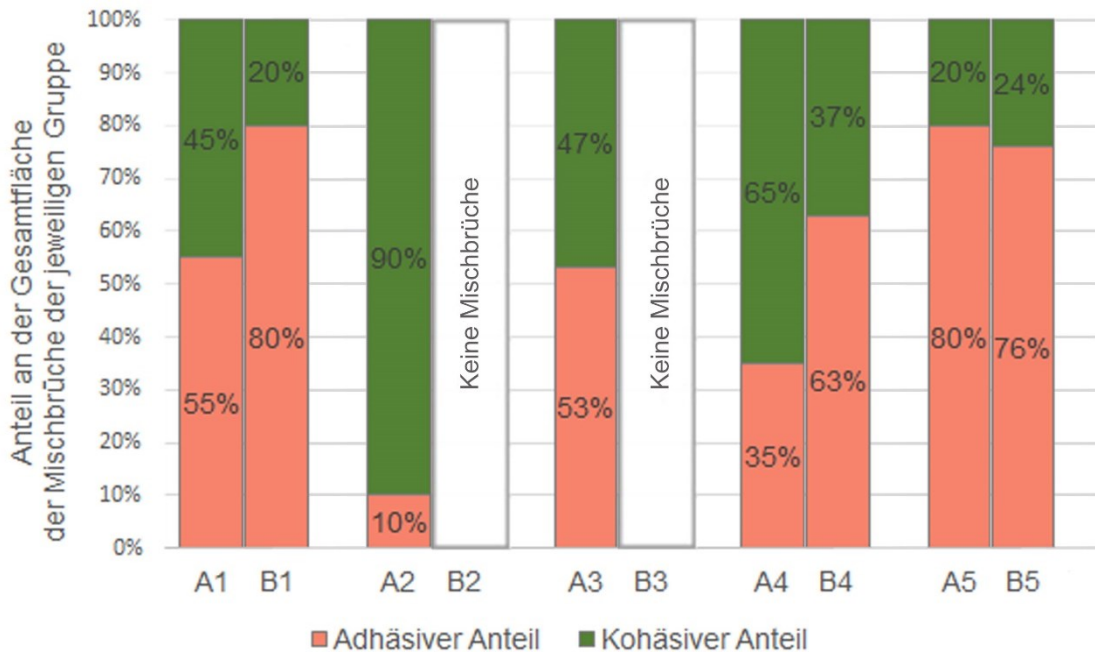


Abbildung 19 Bruchflächenanalyse der Mischbrüche

In HG A waren die meisten kohäsiven Brüche in den UG A2 (8) und A4 (6) festzustellen, die restlichen Proben dieser beiden UG wiesen Mischbrüche auf. Der kohäsive Anteil an den Mischbrüchen war bei der UG A2 mit 90 % sehr hoch, bei UG A4 mit 65 % etwas niedriger. UG A1, A3 und A5 ähnelten sich in der Verteilung der Bruchtypen sehr, wobei fast ausschließlich Mischbrüche aufgetreten sind. So wies UG A1 12 Mischbrüche, UG A3 11 Mischbrüche und 1 kohäsiven Bruch und UG A5 11 Mischbrüche und 1 adhäsiven Bruch auf. Die Analyse der Mischbrüche ergibt für UG A1 und A3 einen ähnlichen kohäsiven Bruchflächenanteil von 45 % bzw. 47 %, während bei UG A5 nur 20 % kohäsiven Anteils vermerkt werden konnten.

In HG B gab es in den UG B2/B3 nur kohäsive Brüche. UG B1 wies 11 kohäsive Brüche und 1 Mischbruch auf, welcher mit 80 % kohäsivem Anteil tendenziell dem kohäsiven Bruchmuster zugeordnet werden kann. In UG B4 waren 7 Mischbrüche und 4 kohäsive Brüche festzustellen. UG B5 wies 8 rein adhäsive Brüche und 4 Mischbrüche auf. Die Analyse der Mischbrüche zeigte in UG B4 einen 80 %-igen und in UG B5 einen 76 %-igen adhäsiven Bruchflächenanteil, sodass die Mischbrüche tendenziell dem adhäsiven Bruchmuster zugeordnet werden können.

3.3. Oberflächenanalyse

3.3.1. Hauptgruppe A

Die Sa-Mittelwerte der einzelnen UG können der Tabelle 10 entnommen werden.

Gruppe	S _a -Mittelwert
A1	3,33 µm
A2	3,43 µm
A3	4,18 µm
A4	3,22 µm
A5	3,34 µm

Tabelle 10 S_a Mittelwerte der Untergruppen A1-A5

Die sandgestrahlte UG A3 weist mit 4,18 µm den höchsten Sa-Mittelwert und somit die raueste Oberfläche auf. Ihr Sa-Mittelwert weicht mit 0,95 µm am deutlichsten von dem der Kontrollgruppe ab. Die UG A2, A4 und A5 liegen alle, mit Abweichungen von maximal 0,11 µm, im Bereich der Kontrollgruppe A1.

Bei den Oberflächen der UG A1, A2, A4 und A5 sind die Schliffrillen der Diamantscheibe, die in 3.2. verwendet wurde, in den 3D-Konstruktionen gut zu erkennen (Abb. 20). Mit der Sensibilität des Perthometers lassen sich weder mess-, noch sichtbare Unterschiede zwischen den Verfahren der UG A1, A2, A4 und A5 ausmachen. Bei UG A3 sind die Schliffrillen nicht zu erkennen (Abb. 20). Das Sandstrahlen hat die Oberfläche zerklüftet, was mess- und sichtbar ist.

Ergebnisse

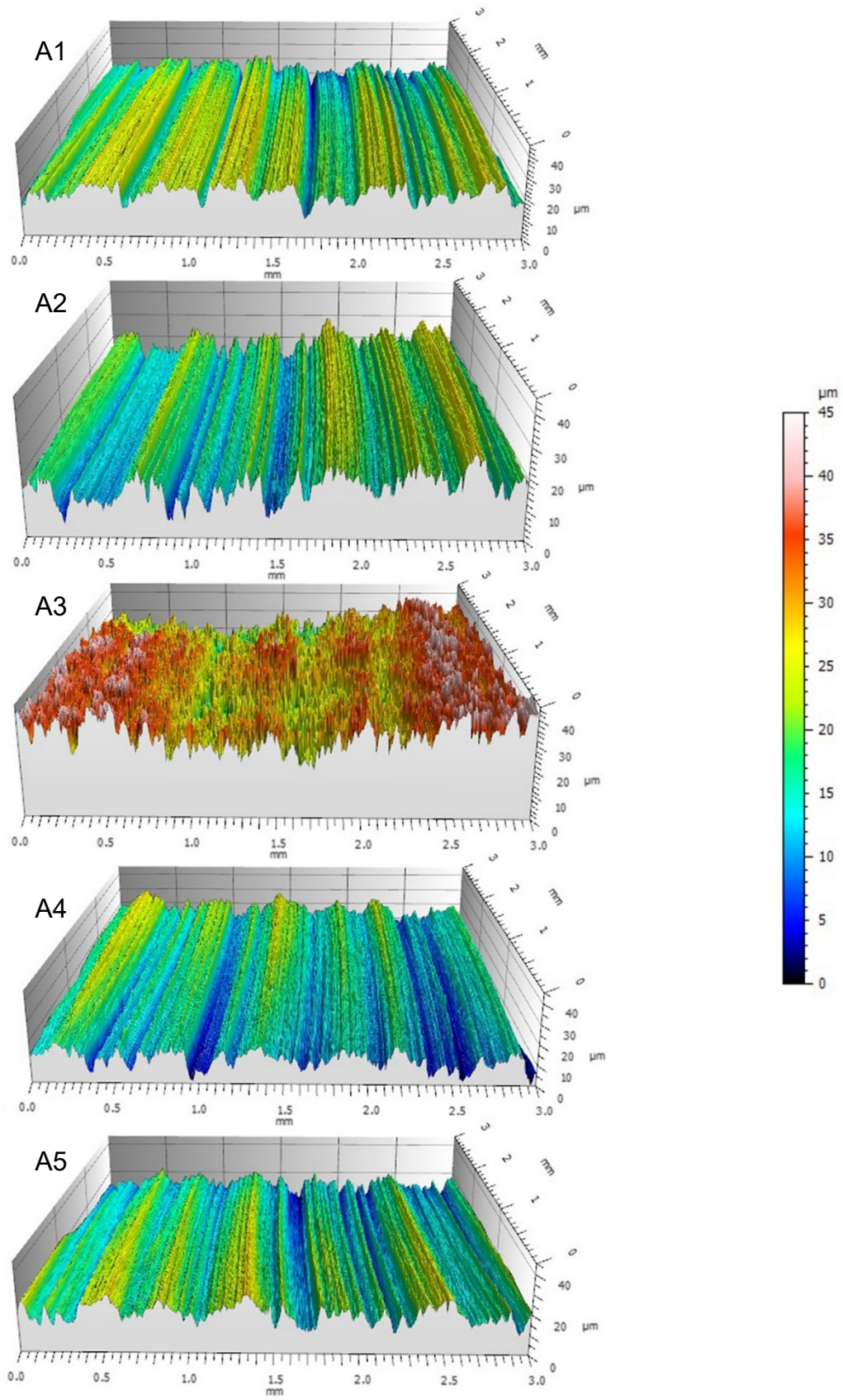


Abbildung 20 Oberflächentopographie der jeweiligen UG A1-A5

3.3.2. Hauptgruppe B

Die Sa-Mittelwerte der einzelnen UG können Tabelle 11 entnommen werden.

Gruppe	S _a -Mittelwert
B1	2,34 µm
B2	2,05 µm
B3	3,00 µm
B4	2,16 µm
B5	2,43 µm

Tabelle 11 S_a Mittelwerte der Untergruppen B1-B5

Die sandgestrahlte UG B3 weist mit 3,00 µm den höchsten Sa-Mittelwert und somit die raueste Oberfläche auf. Ihr Sa-Mittelwert weicht mit 0,66 µm am deutlichsten von dem der Kontrollgruppe ab. Die UG B2, B4 und B5 liegen alle, mit Abweichungen von maximal 0,29 µm, im Bereich der Kontrollgruppe B1.

Dies spiegelt sich auch in der Betrachtung der 3D-Konstruktion der verschiedenen Oberflächen wieder, welche sich nicht unterscheiden, außer die der UG B3.

Das Sandstrahlen hat die Oberfläche der UG B3 zerklüftet, was sowohl mess- als auch sichtbar ist (Abb. 21). Mit der Sensibilität des Perthometers lassen sich weder mess-, noch sichtbare Unterschiede zwischen den restlichen Verfahren ausmachen (Abb. 21).

Ergebnisse

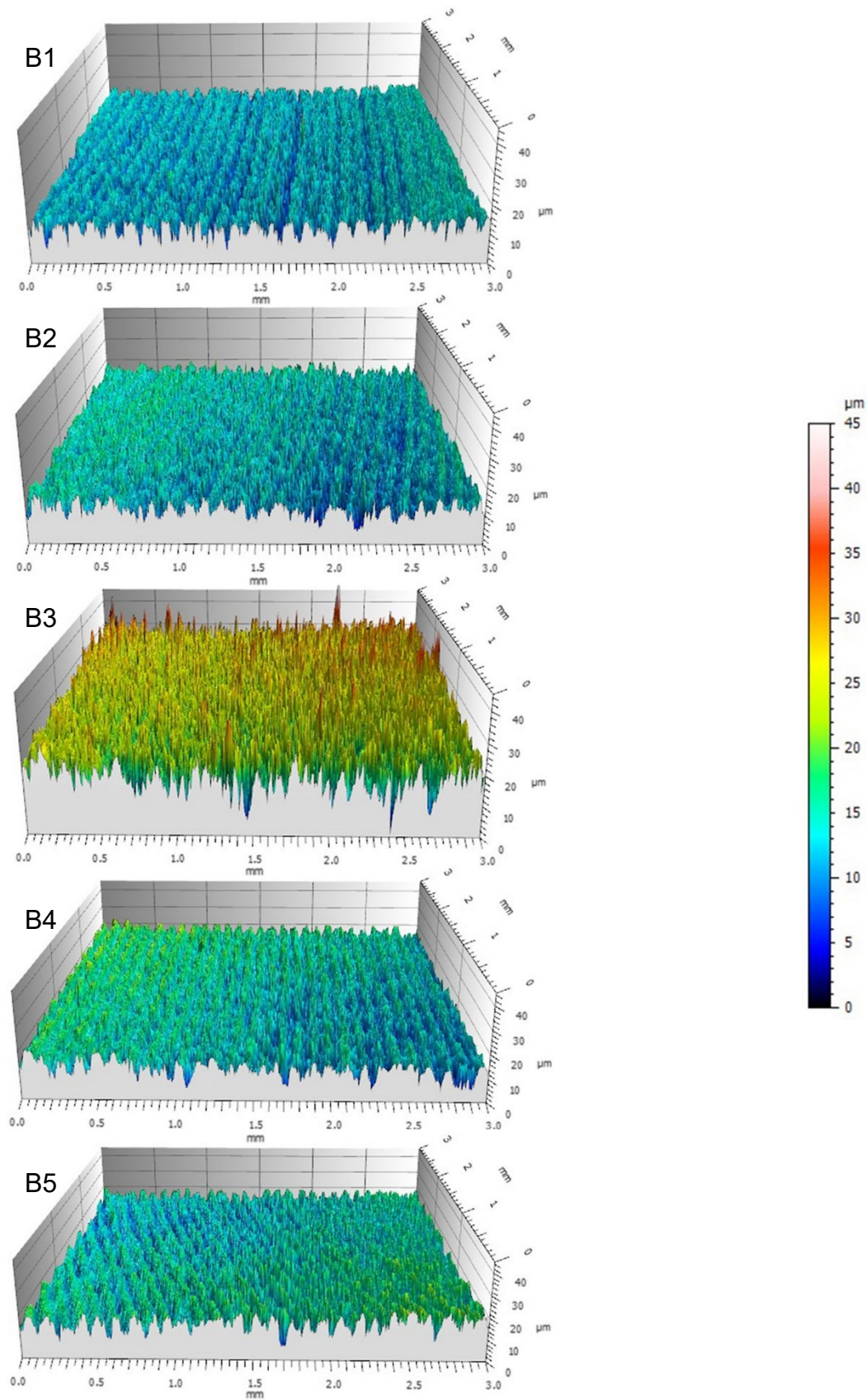


Abbildung 21 Oberflächentopographie der UG B1-B5

3.4. REM-Auswertung

3.4.1. Hauptgruppe A

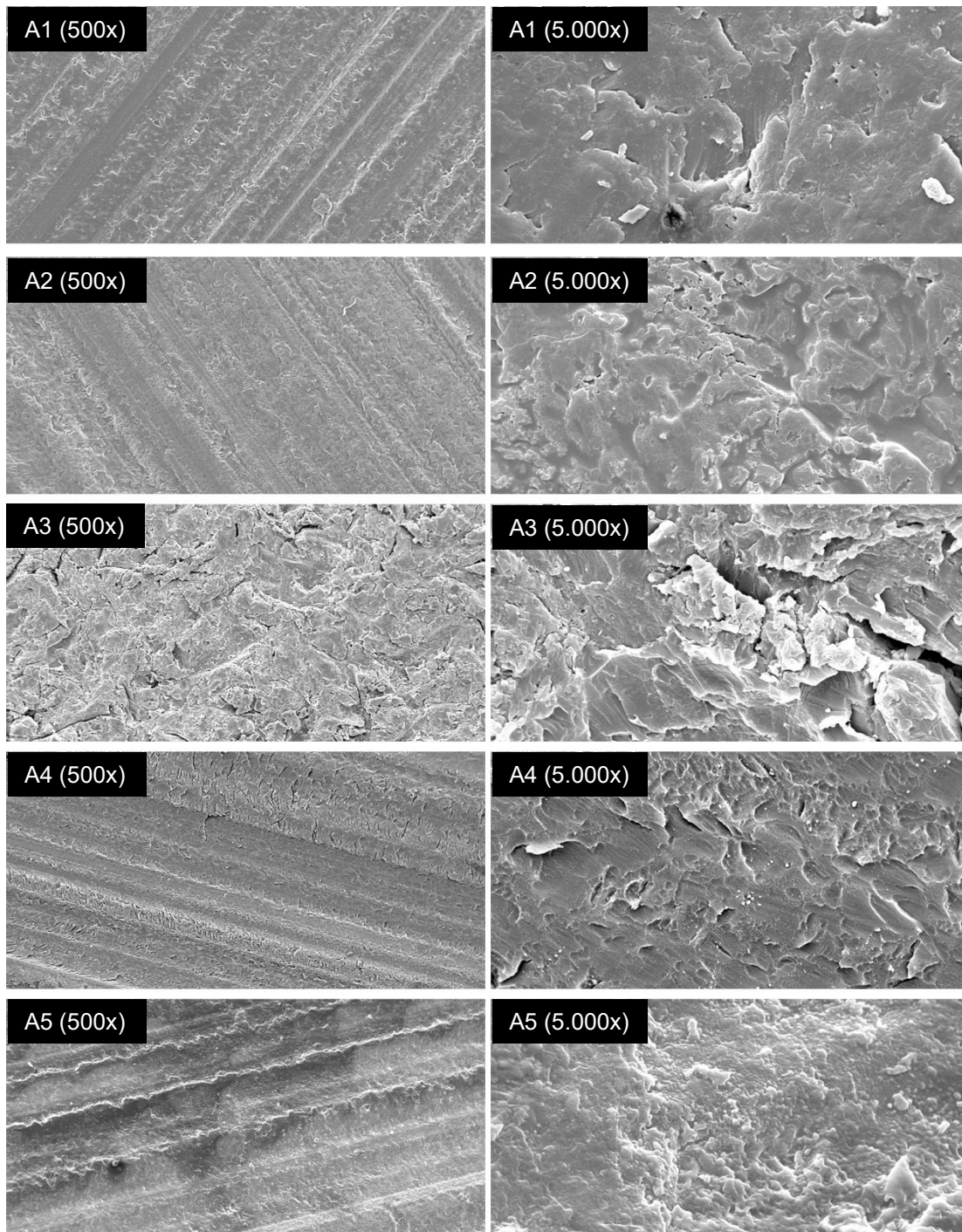


Abbildung 22 REM-Aufnahmen der UG A1-A5 mit 500- und 5.000-facher Vergrößerung

Die UG A1, A2, A4, A5 zeigen im Vergleich zur UG A3 homogenere Oberflächen (Abb. 22). Lediglich das Sandstrahlen hat die Oberfläche sichtlich verändert.

3.4.2. Hauptgruppe B

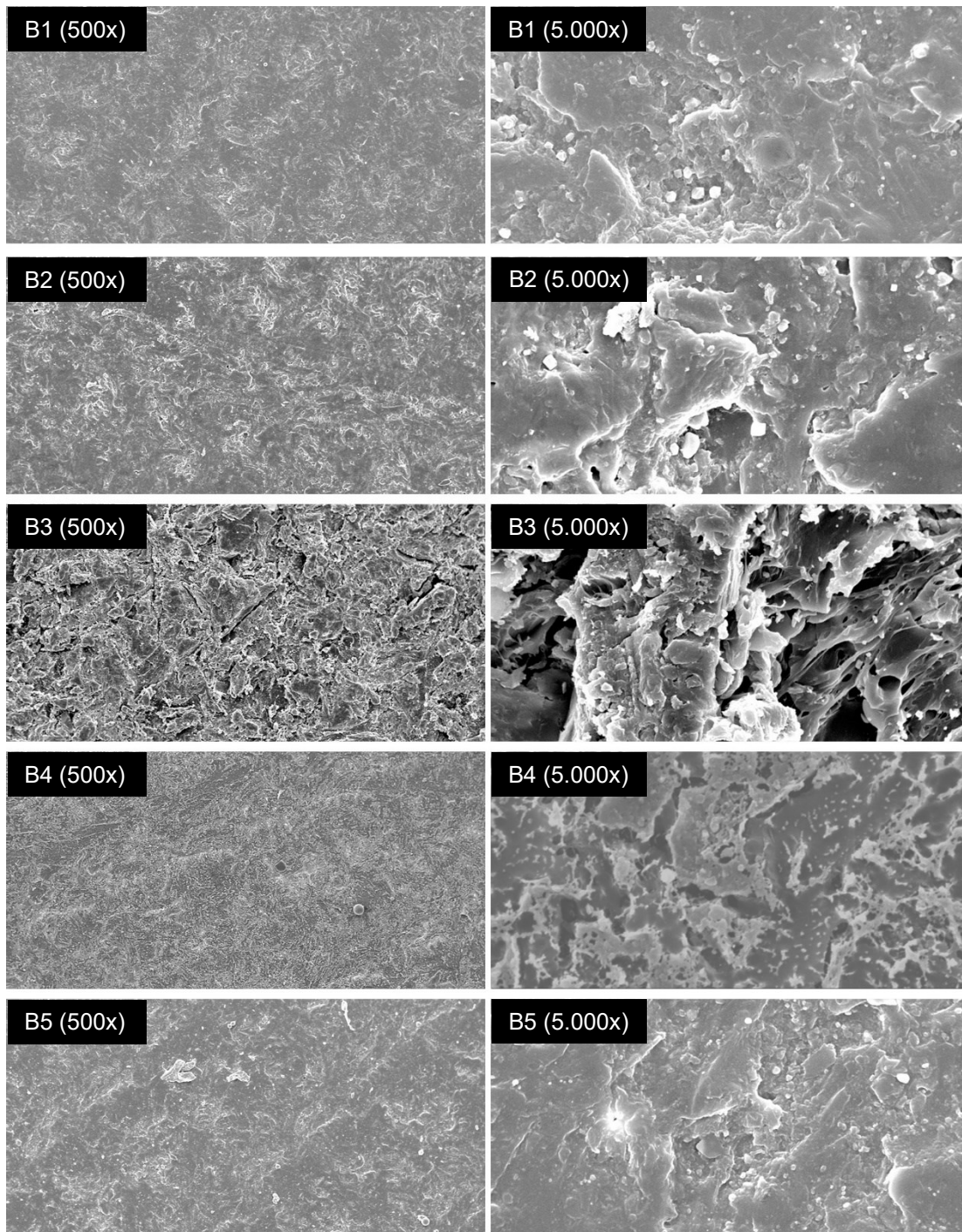


Abbildung 23 REM-Aufnahmen der UG B1-B5 mit 500- und 5.000-facher Vergrößerung

Die UG B1, B2, B4, B5 zeigen im Vergleich zur UG B3 homogenere Oberflächen (Abb. 23). Lediglich das Sandstrahlen hat die Oberfläche sichtlich verändert.

4. Diskussion

PMMA ist der dominierende Werkstoff in der dentalen Teil- und Totalprothetik. Obwohl PMMA bereits in den 1930-er Jahren als Prothesenbasis- und Prothesenzahnwerkstoff Einzug in die Zahnheilkunde hielt, besteht bis heute das Problem des Debonding. Die Artikelsuche in PubMed ergibt mit den Suchworten „bond strength, denture, teeth“ 167 Treffer (zuletzt abgerufen am 02.08.2018). Hiervon stammt die älteste Studie aus dem Jahr 1977. Fast die Hälfte dieser Studien (49%) wurden erst seit 2006 publiziert. Die Hohe Studienanzahl und die Verteilung nach Erscheinungsjahr verdeutlichen, dass das Problem des Debonding schon lange Gegenstand der Forschung ist, aber nicht an Aktualität verloren hat. Die durchgeführten Studien haben sich mit verschiedenen Einflussfaktoren auf den einflächigen Haftverbund, der bei konventionellen Herstellungsverfahren entsteht, beschäftigt. Diese können wie folgt eingeteilt werden:

- Einfluss verschiedener PMMA-Arten als Prothesenbasis- und Prothesenzahnmaterial
- Einfluss von Verunreinigungen der Oberflächen
- Einfluss von Oberflächenkonditionierungen

Das Prothesenbasismaterial betreffend, kann als wissenschaftlich gesicherte Erkenntnis festgehalten werden, dass mit Heißpolymerisaten ein stärkerer Haftverbund zwischen Prothesenbasis und Prothesenzähnen entsteht als mit Autopolymerisaten (Clancy und Boyer, 1989, Mann, 2013, Trudsø et al., 1980, Zuckerman, 2003). Zur Optimierung der Materialeigenschaften wurden gefüllte und vernetzte PMMAs entwickelt, welche die Bruchfestigkeit der Prothesenbasis und die Abrasionswerte der Prothesenzähne verbesserten. Diese Maßnahmen gingen zu Lasten des Haftverbundes. Bei bruchfesterem PMMA konnten geringere Haftverbundwerte gemessen werden als in der Vergleichsgruppe mit konventionellem PMMA (Morrow et al., 1978). Ebenso wurden niedrigere Haftverbundwerte bei kreuzvernetzten als bei ungefüllten PMMA-Zähnen festgestellt (Takahashi et al., 2000). Dieses Wissen wird heutzutage bei der schichtweisen Herstellung der Prothesenzähne

berücksichtigt, indem inzisal/okklusal abrasionsresistentere und basal haftverbundstärkere Materialien eingesetzt werden (Rosentritt et al., 2010).

Weitere wichtige Erkenntnisse lieferten die Untersuchungen zu den Verunreinigungen der Oberflächen, die während des semidigitalen und konventionellen Herstellungsprozesses der Prothese entstehen können. Wachsrückstände auf der basalen Prothesenzahnfläche führen zu niedrigen Haftverbundwerten (Cunningham und Benington, 1997, Schoonover et al., 1952, Spratley, 1987). Um alle Wachsrückstände nach der Wachsaufstellung vollständig zu entfernen, wird empfohlen, die Oberfläche für 30 Sekunden mit 90 °C heißem Wasser zu reinigen (Cunningham und Benington, 1997). In der Praxis sollte dies unbedingt berücksichtigt werden, da es ansonsten aufgrund der isolierenden Wirkung von Wachs zu keinem chemischen Verbund zwischen der Prothesenbasis und dem Prothesenzahn kommen kann. Bereits geringfügige Belastungen können dann zu einem adhäsiven Bruchversagen führen.

Unterschiedliche Ergebnisse lieferten hingegen die Untersuchungen zum Einfluss von alginatbasiertem Isoliermittel, welches während der Herstellungsphase zur Gips-/Kunststoffisolation verwendet wird. Während einige Studien einen stark haftverbundmindernden Effekt festgestellt haben (Ritchie et al., 1983, Schoonover et al., 1952), konnte Spratley diese Ergebnisse nicht bestätigen (Spratley, 1987).

Die Oberflächenmodifikationen des basalen Zahnanteils können in chemische und mechanische Methoden eingeteilt werden. Da die vorliegende Studie diesen Aspekt des Haftverbunds untersucht, sollen die diesbezüglichen bisherigen wissenschaftlichen Erkenntnisse im Unterkapitel „5.2. Diskussion der Ergebnisse“ diskutiert werden.

Konkretisiert man die oben genannte Pubmed-Suche, welche Bezug auf den Haftverbund zwischen Prothesenbasis und Prothesenzahn nimmt, mit den Suchworten „digital“ oder „CAD/CAM“, ergeben sich keine Ergebnisse. Verwendet man hingegen die Suchbegriffe „CAD/CAM“ und „denture“ oder „digital denture“, ohne dabei Bezug auf den Haftverbund zu nehmen, findet man

412 Ergebnisse (zuletzt abgerufen am 02.08.2018). Davon stammen 20 Artikel (5 %) aus den Jahren 1992-2000, 104 Artikel (25 %) aus den Jahren 2001-2009 und 269 Artikel (65 %) erschienen von 2010 bis jetzt. Einerseits verdeutlichen diese Suchergebnisse, dass das Forschungsfeld der digitalen Prothetik stark wächst, andererseits, dass der Haftverbund zwischen Prothesenzähnen und CAD/CAM-gefertigter, industriell vorpolymerisierter Prothesenbasis noch nicht gut untersucht ist. Im Folgenden soll zunächst die kritische Reflexion von Material und Methoden der vorliegenden Studie dargelegt werden und anschließend die Diskussion der Ergebnisse erfolgen.

4.1. Diskussion von Material und Methode

Der Haftverbund bei zweiteiligen digitalen Prothesen besteht aus zwei Verbundflächen. Zum einen kommt ein Verbund zwischen Prothesenzahn und dem Autopolymerisat und zum anderen zwischen Autopolymerisat und CAD/CAM-gefräster Prothesenbasis zustande. Diese beiden Verbundflächen wurden in den beiden Hauptgruppen getrennt voneinander untersucht.

Die Verbundfläche von Autopolymerisat zu Prothesenzahn stellte den Gegenstand der HG A dar. Dentalhersteller bieten spezielle Produkte an, die bei zweiteiligen Konstruktionen dazu verwendet werden den Verbund zwischen Prothesenzähnen und CAD/CAM-gefräster Prothesenbasis herzustellen. Diese Produkte unterscheiden sich kaum von gewöhnlichen Autopolymerisaten, sodass die Verwendung eines herkömmlichen Autopolymerisats in dieser Studie legitim ist. Folglich wurde das Autopolymerisat megaCRYL N (Megadental, Bidingen, Deutschland) verwendet. Der Sachverhalt, dass die Verbundfläche der HG A dem einflächigen Verbund bei semidigitalen bzw. konventionellen Herstellungsverfahren entspricht, erlaubt es, die gewonnenen Ergebnisse mit bereits publizierten Studienergebnissen zu vergleichen.

Verwendet wurden mittlere obere Inzisiven (Zahn 21) vom Typ Mondial 6 R483 (Heraeus Kulzer GmbH, Hanau, Deutschland), die der ISO 22112 entsprechen. Die Zähne bestehen aus dem auf PMMA-basierten Nano Pearls Material und sind mit dem Autopolymerisat dieser Studie chemisch kompatibel. Dies ist eine wichtige Voraussetzung für das Zustandekommen eines effektiven, belastbaren

Haftverbundes (Cunningham, 1993, Schneider et al., 2002). Die Zähne 21 wurden gewählt, da das Debonding in den meisten Fällen im Bereich der oberen Schneidezähne auftritt (Zuckerman, 2003). Dies erscheint nachvollziehbar, da Inzisiven eine kleinere Basalfläche als Molaren haben, was in einer kleineren Haftverbundfläche resultiert. Hinzu kommt, dass mittlere OK 1-er meist länger sind als die restlichen Zähne und es so zu einer größeren Hebelkraft bei inzisaler Belastung kommen kann, wie es etwa beim Abbeißen der Fall ist.

Als erster Herstellungsschritt der Probekörper wurden die Basalflächen der Prothesenzähne plan geschliffen. Dies erfolgte mit einer selbstgebauten Konstruktion, die ein schnelles und vor allem standardisiertes Beschleifen gewährleistet. Das Planschleifen wurde auch von Paltisch et al. durchgeführt (Palitsch et al., 2012). Vorteil dieses Vorgehens ist es, die Basalfläche, die der Verbundfläche entspricht, bestimmen und Ergebnisse in einer flächenbezogenen Einheit angeben zu können [MPa]. Es bestand die Überlegung, jeden Zahn einzeln zu vermessen und zu beschriften, um für jeden Zahn den vermeintlich wahren Flächenwert verwenden zu können. Da die Messpunkte zur Flächenbestimmung in der Software Measure (Datinf GmbH, Tübingen, Deutschland) aber von Hand gesetzt werden mussten, sind Abweichungen vom tatsächlichen Flächenwert sehr wahrscheinlich. Die Bildung eines Durchschnitts und dessen Verwendung für sämtliche Probekörper schien daher die bessere Lösung zu sein. Letztendlich wurden 24 Zähne vermessen und der Durchschnitt der Messergebnisse ermittelt. Ein weiterer Vorteil der planen Zahnfläche ist, dass beim Überführen weniger Kunststoffbahnen am Zahnhals entstehen. Durch das Kürzen der Prothesenzähne ist es allerdings möglich, dass die für den Haftverbund optimierte basale Zahnschicht komplett abgetragen wurde. Dies würde bedeuten, dass in der Realität ein belastbarer Haftverbund zustande kommen würde als bei den Messungen in dieser Studie.

Anhand eines Prototyps, der aus Wachs und einem standardisierten Zahn hergestellt wurde, konnten Negativformen gewonnen werden, die der weiteren Produktion dienen. Dieses Vorgehen entspricht dem Unterpunkt 5.2.2. der ISO 13998 „Herstellung der Probekörper aus Autopolymerisat“. Zur Herstellung

eines Probekörpers wurde ein Zahn in die Negativform eingebracht und diese mit einem Autopolymerisat aufgefüllt. Die Polymerisation erfolgte nach Herstellerangaben für 25 Minuten im temperierten Drucktopf (40 °C, 2,5 bar). Die Verwendung der Negativformen hat den Vorteil, dass die verwendeten Prothesenzähne während des gesamten Herstellungsprozesses keiner Wachskontamination und keinem alginatbasierten Isoliermittel ausgesetzt sind. Wachsrückstände auf der Zahnoberfläche verhindern den chemischen Verbund von Prothesenzahn und -basis und führen zu adhäsivem Bruchversagen (Schoonover et al., 1952, Spratley, 1987, Cunningham und Benington, 1999). Somit können kontaminierte Oberflächen als mögliche Fehlerquellen für diese Studie ausgeschlossen werden. Generell werden in den volldigitalen Herstellungsverfahren keine Isoliermittel mehr benötigt. Dahingegen sind alginatbasierte Isoliermittel beim semidigitalen Workflow, der in den Konventionellen mündet, nach wie vor unerlässlich und können somit den Haftverbund auch bei modernen Herstellungsverfahren beeinträchtigen. Nach der Entnahme aus der Negativform wurden Reste des Autopolymerisats, die den Zahnhals teilweise mit dünnen Ausläufern bedeckt hatten, unter Sicht mit einer Lupenbrille (2,7x) und einer scharfen Skalpellklinge bzw. einer dünnen Fräse entfernt. Dies verhinderte eine Verfälschung der Ergebnisse durch eine etwaige ungewollte Vergrößerung der Verbundfläche und seitliche Stabilisierung des Zahnes durch das Autopolymerisat.

Die Verbundfläche zwischen Autopolymerisat und CAD/CAM-gefräster Prothesenbasis wurde in HG B untersucht. Es kam das gleiche Autopolymerisat zum Einsatz wie in HG A. Als CAD/CAM-gefräste Prothesenbasen wurden die PMMA-Blanks Pink Blank U (anaxDENT GmbH, Stuttgart, Deutschland) verwendet. Mit einer CNC-Fräsmaschine wurden die Probekörperbasen aus den Blanks gefräst. Diese passten genau in die Negativformen, in welche zwei Kanäle eingearbeitet wurden, die zu der hohlen Zahnform führten. Ein Kanal diente der Entweichung von Luft, der zweite Kanal diente dem Zufluss des Autopolymerisats zur Prothesenbasis. Dieses Vorgehen ermöglichte es, die Probekörper luftblasenfrei zu produzieren. Dies ist wichtig, da die ISO das Verwerfen einer Probe verlangt, falls in der Verbundfläche Luftblasen auftreten.

Die Polymerisation im Drucktopf und das Entfernen der Überschüsse erfolgten analog zu HG A. Es bestand die Überlegung, die Autopolymerisat-Fläche als Zylinder zu gestalten, dessen Grundfläche der Fläche des Haftverbunds in HG A gleicht. Diese Überlegung wurde aber verworfen, da dies eine Änderung der Probekörpergeometrie mit sich gebracht und somit die Vergleichbarkeit der beiden Hauptgruppen beeinträchtigt hätte.

Bevor die Probekörper hergestellt wurden, wurden die Oberflächen, den verschiedenen Untergruppen entsprechend, präpariert. In HG A wurde die Basalfläche des Zahnes, in HG B die CAD/CAM-gefräste Prothesenbasis behandelt.

Die Untergruppen A1/B1 dienten als Kontrollgruppen und wurden nicht vorbehandelt.

Die Oberflächen der UG A2/B2 wurden mit MMA für 30 Sekunden mit einem Microbrush benetzt. Palitsch et al. berichten von einer statistisch signifikanten Verbesserung des Haftverbundes mit dieser Methode (Palitsch et al., 2012).

Die Oberflächen der UG A3/B3 wurden für 30 Sekunden mit 0,03 MPa und 250 µm Aluminiumoxid aus dem Abstand von 5 mm abgestrahlt. Mahadevan et al. berichten von einer statistisch signifikanten Verbesserung des Haftverbunds mit dieser Methode (Mahadevan et al., 2015).

Die Oberflächen der UG A4/B4 wurden mit Sauerstoffplasma vorbehandelt. Aljudy et al. schreiben dem Sauerstoff- und Argonplasma einen positiven Effekt auf den Haftverbund zwischen PMMA-Zahn und PMMA-Basis zu (Aljudy, 2013). Um den Einfluss von einem weiteren Gas erforschen zu können, entsprechen die UG A5/B5 dem Stickstoffplasma.

Alle Probekörper durchliefen 5.000 Thermolastwechsel von 5 °C – 55 °C, analog zur Studie von Palitsch et al. (Palitsch et al., 2012). Dies ist ein gängiger Stresstest in der Haftverbundforschung, der die künstliche Alterung der Prothese imitieren soll. Meng et al. führten in ihrer Studie keine Thermolastwechsel durch, sondern setzten jeden Probekörper 14.400 Mal einer Kraft von 22 N mit einer Frequenz von 2 Hz aus. Diese Methode simuliert eine

mechanische Belastung des Probekörpers, lässt aber den Einfluss von anderen Krafteinwirkungsrichtungen, Flüssigkeiten und thermischen Schwankungen, die in der Mundhöhle auf eine Prothese einwirken, außen vor. Andererseits stellen die Thermolastwechsel keine mechanische Belastung der Probekörper dar. Bedenkt man die Vielfalt der verschiedenen thermischen, chemischen und physikalischen Einflüsse, welchen eine Prothese in der Mundhöhle alltäglich ausgesetzt ist, wird klar, dass Laborsimulationen nur als sehr abstrakte Nachahmungen der Praxissituation betrachtet werden dürfen. Dennoch ist es sinnvoll die Probekörper Stresstests zu unterziehen, um möglichst realistische Ergebnisse zu erhalten. Dahingegen sieht die DIN 13998 keine Art der künstlichen Alterung für das Prüfverfahren des Haftverbundes vor. Für die Vergleichbarkeit zukünftiger Studien, wäre es sinnvoll die DIN um einen einheitlichen Stresstest zu ergänzen.

Die in der vorliegenden Studie verwendete Prüfvorrichtung und der Testaufbau orientierten sich an den Vorgaben der DIN 13998 „Prüfverfahren für die Haftfestigkeit zwischen Kunststoffzähnen und Prothesenkunststoffen“. Als einzige Abweichung von der DIN 13998, wurde der Winkel zwischen Zahnachse und Abscherstempel mit 135° eingestellt – der DIN entsprechen 90° . Diese Modifikation ist auch bei Beuer et al. und Meng et al. zu finden. 135° entsprechen dem Interinzisalwinkel und stellen eine realistischere Belastung des Prothesenzahnes dar. Durch die Veränderung des Winkels der Krafteinwirkung, entspricht der hier verwendete Testaufbau keinem reinen Scherversuch mehr, da die Kraft nicht senkrecht auf den Probekörper einwirkt. Derzeit existiert noch keine DIN oder ISO, die speziell auf den Haftverbund bei CAD/CAM-produzierten Prothesen ausgerichtet ist. Häfele et al. kommen zu dem Ergebnis, dass die bereits existierenden ISO-Normen 10477 und 22112 auch für Haftverbunduntersuchungen von CAD/CAM-produzierten Prothesen angewendet und signifikante Ergebnisse bezüglich verschiedener Oberflächenkonditionierungen festgestellt werden können (Häfele et al., 2017). Diese ISO-Normen berücksichtigen jedoch nicht, dass durch die Entwicklung der zweiteiligen CAD/CAM-Prothesenkonstruktionen erstmals ein 2-flächiger Verbund auftritt. Eine mögliche neue Prüfungsnorm sollte es erlauben, die

beiden Verbundflächen eines 2-flächigen Verbundes separat zu untersuchen, um etwaige Unterschiede feststellen zu können. Gleichzeitig sollte es eine neue Norm aber auch ermöglichen, den 2-flächigen Verbund als Gesamten zu untersuchen, um den Einfluss des Klebespalts, der zwischen Prothesenzahn und Prothesenbasis eingearbeitet wird, bewerten zu können. Denn es ist denkbar, dass die Breite des Klebespalts sowohl Einfluss auf die Haftfestigkeit als auch auf die Zahnposition hat. Letzteres konnten Yamamoto et al. bereits belegen (Yamamoto et al., 2014).

4.2. Diskussion der Ergebnisse

4.2.1. Ergebnisse der Hauptgruppe A

Die Ergebnisse der HG A belegen, dass die Oberflächenkonditionierung des Prothesenzahns einen Einfluss auf den Haftverbund zum Autopolymerisat hat. Die Nullhypothese wurde widerlegt. Die statistische Auswertung der Ergebnisse ermöglicht eine Einordnung der Konditionierungsmethoden nach deren Effektivität (Tab. 8).

UG	Oberflächenbehandlung					N	Mittelwert [MPa]	Std.-Abw.
A2	MMA	A				12	16,62	± 1,52
A4	O ₂ -Plasma	A	B			12	15,53	± 3,04
A3	Sandstrahlung		B	C		12	13,33	± 1,99
A1	Keine			C	D	12	11,59	± 3,49
A5	N ₂ -Plasma				D	12	9,12	± 1,69

Tabelle 8 Mittelwerte, Standardabweichungen und Darstellung der Signifikanzen der Hauptgruppe A. Stufen, die nicht über den gleichen Buchstaben verbunden sind, unterscheiden sich signifikant. UG = Untergruppe; N = Probenanzahl; Std.-Abw. = Standard-Abweichung

Der Unterschied zwischen der Kontrollgruppe A1 mit 11,59 MPa (± 3,49) und der MMA-vorbehandelten UG A2 mit 16,62 MPa (± 1,52) ist statistisch signifikant ($p < 0,0001$). Diese Ergebnisse stimmen mit vielen anderen Studien überein, die ebenfalls eine statistisch signifikante Verbesserung des Haftverbundes nach MMA-Vorbehandlung belegen (Bahrani und Khaledi, 2014, Barpal et al., 1998, Chai et al., 2000, Jain et al., 2014, Morrow et al., 1978, Palitsch et al., 2012, Papazoglou und Vasilas, 1999, Yanikoglu et al., 2002). Nicht in allen genannten Studien wurden die Probekörper einer künstlichen Alterung ausgesetzt. Als Faktoren, die die Effektivität dieser Methode positiv

beeinflussen, nennen Perea et al. eine höhere Polymerisationstemperatur, eine längere Einwirkzeit, eine gute Löslichkeit des PMMAs durch das MMA und eine geringvernetzte Polymerstruktur des Zahnes (Perea et al., 2014). Die Ergebnisse der UG A2 zeigen, dass eine MMA-Benetzung der basalen Zahnfläche für 30 Sekunden zu einem innigen Haftverbund führt. Dies wird durch den höchsten Mittelwert, die geringste Standardabweichung und dem Auftreten von ausschließlich kohäsiven Brüchen (66 %) bzw. Mischbrüchen (33 %) deutlich. Die Bruchflächenanalyse der Mischbrüche ergibt einen kohäsiven Bruchflächenanteil von 90 %. Diese Ergebnisse basieren auf der Eigenschaft von Polymeren, vom eigenen Monomer angelöst werden zu können. Die MMAs führen zum oberflächlichen Anquellen der PMMA-Prothesenzahnoberfläche und dringen in diese ein. Durch die anschließende Polymerisation entsteht ein gemeinsames Polymernetzwerk, sprich ein chemischer Verbund zwischen Prothesenbasis und -zahn (Kappert und Eichner, 2005b). Weder die Oberflächenanalyse mit dem Perthometer, noch die REM-Aufnahmen können eine mess- bzw. sichtbare Veränderung der Oberfläche durch die MMA-Vorbehandlung belegen.

Ähnlich gute Ergebnisse konnten bei UG A4 mit 15,53 MPa ($\pm 3,04$) festgestellt werden. Diese Ergebnisse unterscheiden sich ebenfalls signifikant von denen der Kontrollgruppe ($p=0,0024$). Obwohl den Ergebnissen der UG A4 und A2 keine statistische Signifikanz zugrunde liegt ($p=0,8175$), scheint die MMA-Methode vorhersagbarere Ergebnisse zu ermöglichen als die O₂-Plasmakonditionierung. Für diese Interpretation der Ergebnisse spricht zum einen die statistische Auswertung: Der Box-Plot der UG A2 weist eine deutlich kleinere Spannweite, eine geringere Standardabweichung und einen kleineren Interquartilsabstand als der, der UG A4 auf. Zudem ist der Box-Plot der UG A2 sichtbar symmetrischer als der, der UG A4, was auf eine Normalverteilung der Messwerte hinweist. Des Weiteren traten bei Gruppe A4 6 kohäsive Brüche und 6 Mischbrüche auf. Dahingegen wies UG A2 8 kohäsive Brüche und nur 4 Mischbrüche auf. Die Bruchflächenanalyse der Mischbrüche der UG A4 ergab ein „nur“ zu 65 % kohäsives Bruchflächenmuster, während bei den 4 Mischbrüchen der UG A2 ein 90 %-iger kohäsiver Anteil festzustellen war.

Somit weist die O₂-Plasmagruppe im Vergleich zur MMA-Gruppe weniger kohäsive Brüche, mehr Mischbrüche und einen größeren adhäsiven Flächenanteil bei den Mischbrüchen auf.

Der Einfluss des Sauerstoffplasmas auf den Haftverbund wurde bisher nur von Aljudy untersucht, sodass die Ergebnisse nur dieser einen Studie gegenübergestellt werden können. Er verglich eine unbehandelte Kontrollgruppe mit einer Sauerstoff- und einer Argonplasmagruppe, jeweils vor und nach künstlicher Alterung der Proben mittels 4320 Thermolastwechseln von 5 °C – 55 °C. Die Haftverbundwerte waren bei der Sauerstoffplasma-Gruppe über viermal so hoch wie bei der nichtvorbehandelten Kontrollgruppe (Aljudy, 2013). Auch mit Argonplasma konnte er eine signifikante Verbesserung gegenüber der Kontrollgruppe erzielen. Ein überraschendes Ergebnis der Studie war, dass die Haftwerte der plasmabehandelten Proben nach den Thermolastwechseln geringfügig höher waren als die, der nicht der künstlichen Alterung ausgesetzten Vergleichsproben. Dies war zuvor bei keiner anderen Methode der Fall. Die Haftwerte der Kontrollgruppe waren nach den Thermolastwechseln erwartungsgemäß niedriger – wie dies auch schon bei Beuer et al. festzustellen war. Die Ergebnisse der vorliegenden Studie können den positiven Effekt des Sauerstoffplasmas belegen, wenn auch kein Vergleich zwischen vor- und nach künstlicher Alterung vorgenommen wurde.

Die Plasmabehandlung mit Sauerstoff kann zu drei möglichen Effekten an der Oberfläche des Polymers führen: Plasmachemische Verbrennung, Funktionalisierung und Radikalbildung (Rieß, 2001). Diese Oberflächenveränderungen spielen sich auf molekularer Ebene ab und konnten anhand des Perthometers und der REM-Aufnahmen nicht festgestellt werden.

Die Polymerketten, welche aus C- und H-Atomen bestehen, reagieren mit atomarem Sauerstoff des Plasmas. Dies führt zu der sogenannten „plasmachemischen Verbrennung“, wobei CO₂ und H₂O entstehen. Diese Verbindungen befinden sich in der Reaktionskammer im leicht flüchtigen Zustand und werden mit dem stets fließenden Gasstrom abgepumpt (Rieß, 2001).

Durch das Plasma aktivierter Sauerstoff kann zur Funktionalisierung an der Polymeroberfläche führen. Mögliche funktionelle Gruppen, die entstehen können, sind Hydroxyl-, Carbonyl- und Carboxylgruppen (Aljudy, 2013, Masood und Mohamed, 2012, Rieß, 2001).

Außerdem kann es zur Radikalbildung durch Bindungstrennung kommen. Die so entstehenden radikalisierten Polymerketten verleihen der Oberfläche eine hohe Reaktionsfreudigkeit. Dies kann zur Vernetzung der benachbarten Polymerketten oder aber zur Verbindung mit einem weiteren, an die Oberfläche angrenzenden Werkstoff führen (Rieß, 2001).

Somit ähneln sich die Funktionsweisen des Sauerstoffplasmamechanismus und die der Monomervorbehandlung, da beide zum Aufbruch von PMMA-Ketten an der Prothesenzahnoberfläche führen können, welche sich mit dem MMA des Autopolymerisats verbinden können.

Stickstoff ist ein weiteres Gas, welches zur Plasmabehandlung von polymeren Werkstoffen verwendet werden kann (Aljudy, 2013, Rieß, 2001). Ob Stickstoffplasma ebenfalls positiven Einfluss auf den Haftverbund zwischen Prothesenzahn und Prothesenbasis hat, wurde bisher noch nicht untersucht. Dieser Frage sollte mit der UG A5 nachgegangen werden, deren Zähne vor der Herstellung der Probekörper mit Stickstoffplasma behandelt wurden. Die Ergebnisse der UG A5 unterscheiden sich zwar nicht signifikant von denen der Kontrollgruppe ($p=0,1192$), sind aber signifikant schlechter als die restlichen UG A2 ($p<0,0001$), A3 ($p=0,0010$) und A4 ($p<0,0001$). Die UG A5 weist den einzigen adhäsiven Bruch der gesamten HG A auf. Die anderen 11 Proben sind den Mischbrüchen zuzuordnen, aber auch deren adhäsiver Bruchflächenanteil ist mit 80 % sehr groß, was die schlechte Qualität des Haftverbunds mit dieser Methode belegt. Die Kontrollgruppe A1 hingegen weist 12 Mischbrüche mit einem nur 55 %-igen adhäsiven Flächenanteil auf. Diese Ergebnisse zeigen, dass nicht jedes Gas in der Plasmaanwendung zu einer Verbesserung des Haftverbundes führt. Dennoch ist das Ergebnis der Gruppe A5 überraschend, da im Stickstoffplasma primäre und sekundäre Aminogruppen an die Polymerstruktur anknüpfen können (Rieß, 2001). Es wurde davon

ausgegangen, dass diese zu einer Verknüpfung mit dem MMA des Autopolymerisats führen sollten. Die Oberflächentopographie und die REM-Bilder zeigten keine mess- bzw. sichtbaren Veränderungen durch die Konditionierungsmethode der UG A5.

Im Gegensatz zu den Plasmaverfahren, ist die Oberflächenkonditionierung mittels Sandstrahlen in den zahntechnischen Laboren eine gängige Methode. Es gibt Studien, die eine signifikante Verbesserung gegenüber unbehandelten Kontrollgruppen postulieren (Saavedra et al., 2007, Mahadevan et al., 2015, Bahrani und Khaledi, 2014, Akin et al., 2014). Die Idee ist, dass die Verbundfläche durch die Oberflächenanrauung vergrößert wird und der Verbund in der Folge stabiler sein soll. Die aufrauende Wirkung des Sandstrahlens wurde durch die Ergebnisse der Oberflächenanalyse bzw. der REM-Aufnahmen belegt. Die REM-Bilder in 500- bzw. 5.000-facher Vergrößerung zeigen eine deutliche Zerklüftung der sandgestrahlten Prothesenzahnoberfläche, die durch den höchsten S_a -Mittelwert aller UG der HG A und die 3D-Rekonstruktion der Oberfläche bestätigt wurde. Dennoch gibt es auch Studien, die keine Verbesserung des Haftverbunds belegen können (Meng et al., 2010).

Mahadevan erzielte eine signifikante Verbesserung des Haftverbunds durch das vorherige Sandstrahlen der Zahnoberfläche (250 μm Al_2O_3 , 30 Sek., 0,3 bar). Bahrani konnte mit deutlich kleinerem Aluminiumoxid, aber mehr Druck (50 μm Al_2O_3 , 2 bar, 10 mm, 30 Sek.) ebenfalls eine signifikante Verbesserung gegenüber der Kontrollgruppe feststellen. Meng et al. verwendeten die gleiche Größe des Aluminiumoxids wie Bahrani. Sie wandten jedoch einen nochmals deutlich höheren Druck aus kürzerer Entfernung bei kürzerer Expositionszeit an (50 μm Al_2O_3 , 4,9 bar, 5 mm, 5 Sek.) und konnten keine signifikante Verbesserung gegenüber einer unbehandelten Kontrollgruppe nachweisen (Meng et al., 2010). Vergleicht man diese Studien, kann abgeleitet werden, dass eine Bearbeitungszeit der Oberfläche von 30 Sekunden wichtig zu sein scheint und ein höherer Druck und kleinerer Abstand nicht zu einer verkürzten Expositionszeit verleiten dürfen.

In der UG A3 wurden folglich die Parameter von Mahadevan übernommen und das Ergebnis von 13,33 MPa ($\pm 1,99$) ermittelt. Die statistische Auswertung konnte aber keinen signifikanten Unterschied zur Kontrollgruppe A1 ($p=0,4311$) bzw. zur UG A4 ($p=0,2025$) belegen. Der Vergleich der aufgetretenen Bruchtypen (UG A1 / A3 / A4: Mischbrüche 12 / 11 / 6, kohäsive Brüche 0 / 1 / 6) und die Bruchflächenanalyse der Mischbrüche (UG A1 / A3 / A4: kohäsiver Anteil 45 % / 47 % / 65 %, adhäsiver Anteil: 55 % / 53 % / 35 %) erlauben eine genauere Einordnung dieser Ergebnisse. Diese Werte der UG A3 und der Kontrollgruppe unterscheiden sich kaum. Dennoch, verglichen mit der Kontrollgruppe, konnte mit dem Sandstrahlen ein höherer Mittelwert mit 13,33 MPa und eine geringere Standardabweichung von $\pm 1,99$ erreicht werden. Zudem weist der Box-Plot der UG A3 eine deutlich kleinere Spannweite, einen kleineren Interquartilsabstand und eine symmetrischere Verteilung als der, der Kontrollgruppe und der UG A4 auf. Dies lässt den Schluss zu, dass die Ergebnisse nach Sandstrahlen vorhersagbarer sind als bei unbehandelten bzw. mit O₂-Plasma behandelten Proben, aber keine statistische Signifikanz auftritt. Dahingegen scheint die Qualität der Haftverbunde der UG A3 besser zu sein als die der UG A4. Dies wird an den deutlich mehr kohäsiven Brüchen und dem höheren kohäsiven Bruchflächenanteil bei Mischbrüchen erkennbar. Die Ergebnisse von Mahadevan, dass durch das Sandstrahlen eine statistisch signifikante Verbesserung der Haftverbundwerte erreicht werden könne, konnten somit nicht bestätigt werden.

Mit der Sensibilität des Perthometers lassen sich weder mess-, noch sichtbare Unterschiede zwischen den Verfahren der UG A1, A2, A4 und A5 ausmachen. Die Vorbehandlung der Oberflächen mit MMA bzw. Plasma führen demzufolge zu Änderungen auf kleinerer Ebene. Dahingegen hat das Sandstrahlen die Oberfläche zerklüftet, was mess- und in den 3D-Rekonstruktionen sichtbar ist.

Auch andere, in dieser Studie nicht untersuchte Konditionierungsmethoden, wurden bereits in Studien getestet.

Versuche, durch Rillenfräsungen oder Lochbohrungen den Haftverbund zu verbessern, lieferten, der Studienlage zufolge, keine eindeutigen Ergebnisse.

So konnten einige Studien eine Verbesserung (Takahashi et al., 2000, Zuckerman, 2003, Mahadevan et al., 2015), andere wiederum keinen Nutzen für den Verbund feststellen (Beuer et al., 2006, Barpal et al., 1998, Cunningham und Benington, 1999, Huggett et al., 1982, Cardash et al., 1986). Meng et al. frästen eine untersichgehende Rille, um eine mechanische Verankerung zu erreichen. Ihre Studie lieferte für diese Methode signifikant verbesserte Verbundfestigkeitswerte im Vergleich zur unbehandelten Kontroll- und zur sandgestrahlten Prüfgruppe (Meng et al., 2010).

In einigen Studien konnte eine Verbesserung des Haftverbundes durch die Behandlung des Prothesenzahnes mit Haftvermittlern oder Dichlormethan festgestellt werden (Chai et al., 2000), wohingegen Beuer et al. publizierten, dass Haftvermittler allenfalls eine reinigende Wirkung gegenüber Isoliermittel habe (Beuer et al., 2006). Dichlormethan wird von mehreren Studien als wirkungsvoll beschrieben (Jain et al., 2014, Chai et al., 2000). Sein Effekt besteht in der Schaffung von Kanälen und Poren in der PMMA-Oberfläche des Zahnes, wodurch eine mikromechanische Verankerung möglich wird (Nagai et al., 2001). Mahadevan et al. versuchten in ihrer Studie den Nutzen des MMAs und des Dichlormethans mit einem 1:1 Gemisch zu kombinieren, konnten aber keine signifikante Verbesserung gegenüber der unbehandelten Kontrollgruppe nachweisen.

Akin et al. hatten die Idee, die Vorbehandlung der Zahnfläche mit einem YAG-Laser vorzunehmen und verglichen die Werte unter anderem mit einer Kontrollgruppe, einer MMA-vorbehandelten Gruppe und einer sandgestrahlten Gruppe. Dabei konnten sie die höchsten Verbundwerte in der YAG-Lasergruppe und in der MMA-Gruppe feststellen (Akin et al., 2014).

Der Transfer der gewonnenen Daten auf die auftretenden, klinisch gemessenen Kaukräfte bei Prothesenträgern zeigt, dass der Haftverbund aller UG der HG A im Mittel deutlich belastbarer war, als er durch maximale Kaukräfte bei Teil-/Totalprothesen tatsächlich belastet wird. Bei Teilprothesen wurden Maximalwerte von nahezu 300 N, bei schleimhautgetragenen Totalprothesen Maximalwerte von 160 N in Regio 15/45 und bei implantat-

schleimhautgetragenen Totalprothesen (2 Implantate und Steg) Mittelwerte von 247 N in Regio 16/46 ermittelt (Fontijn-Tekamp et al., 2000, Haraldson et al., 1979, Lauer et al., 1992). Entfernt man mathematisch die Verbundfläche aus den Ergebnissen dieser Studie, um zu Vergleichszwecken die Einheit Newton zu erhalten, zeigt die stärkste UG A2 einen mittleren Bruchwert von 820 N bzw. die schwächste UG A5 von 444 N. Zudem sind auch alle Einzelmesswerte deutlich über den 300 N, die bei Teilprothesen gemessen wurden. Einzige Ausnahme ist der niedrigste Ausreißer der UG A5, der mit 305 N nur knapp über dem Wert der Teilprothesen liegt. Bis auf diese Ausnahme des Einzelmesswertes der UG B5, liegen alle Werte deutlich über den oben genannten auftretenden Kaukräften bei Prothesenträgern, sodass alle in dieser Studie verwendeten Oberflächenkonditionierungsmethoden den klinischen Ansprüchen an den Haftverbund zwischen Prothesenzahn und Autopolymerisat genügen. Dennoch ist bei der zahntechnischen Herstellung einer autopolymerisierten Prothese unbedingt darauf zu achten, dass die Prothesenzahnoberfläche nicht mit Wachs- oder Isoliermittelrückständen kontaminiert ist, um einen effektiven Haftverbund zwischen Prothesenbasis und -zahn zu erzielen. Die Reinigung der Oberfläche kann mit einer Wasserspülung (90 °C heißes Wasser für 30 Sek.), Sandstrahlen, dem Beschleifen oder durch die Verwendung von Monomer bzw. Haftvermittlern erfolgen (Beuer et al., 2006, Cunningham und Benington, 1999, Liebermann et al., 2013, Cunningham und Benington, 1997). Beim Herstellungsprozess von Prothesen, die aus zweiteiligen Konstruktionen bestehen, sind keine Arbeitsschritte mit Wachs oder Isoliermitteln mehr nötig, sodass es theoretisch nicht zu einer Kontamination der Zahnoberfläche kommen kann.

Unter Berücksichtigung der Limitationen dieser Studie empfiehlt es sich, die saubere Prothesenzahnoberfläche mit MMA oder O₂-Plasma vorzubehandeln, um einen bestmöglichen Haftverbund zu erzeugen. Mit den höchsten Mittelwerten und den meisten komplett kohäsiven Brüchen, stellen diese Gruppen die effektivsten Methoden dar. Betrachtet man die Werte der Standardabweichung fällt auf, dass die der Gruppe A4 deutlich höher ist, als die der Gruppe A2. Dies lässt den Schluss zu, dass die Methode nach A2 mit einer

höheren Sicherheit zu einem guten Ergebnis führt und die Oberflächenkonditionierung mit MMA das Verfahren ist, an dem sich zukünftig untersuchte Methoden messen lassen müssen. Um Empfehlungen für das zahntechnische Arbeiten aussprechen zu können, müssen aber auch wirtschaftliche Faktoren berücksichtigt werden. Monomer ist im Regelfall in jedem zahntechnischen Labor vorhanden und führt somit ohne nennenswerten Kostenaufwand zum besten Ergebnis. Hierbei muss allerdings jeder Zahn einzeln bepinselt werden. Vorteil des Plasmagerätes ist es hingegen, dass alle Zähne zusammen auf den Träger im Plasmagerät gelegt und dann automatisch konditioniert werden können. Somit herrschen während der Plasmabehandlung für alle Zähne die gleichen Prozessbedingungen, was zur Standardisierung des Herstellungsprozesses bzw. der Prozessoptimierung beiträgt. Die Plasmabehandlung dauert etwa 30 Minuten, die der Techniker jedoch nutzen kann, um etwas Anderes zu erledigen. Sollte ein Plasmagerät mit Sauerstoffzufuhr im Labor bereits vorhanden sein, stellt diese Methode durchaus eine sinnvolle Alternative zur Monomerkonditionierung dar. Eine Neuanschaffung eines Plasmagerätes scheint zum reinen Zweck der Prothesenzahnkonditionierung nicht sinnvoll zu sein. Zu Bedenken ist, dass die Plasmakonditionierung Strom-, Gas- und Wartungskosten verursacht, die bei der MMA-Konditionierung nicht anfallen. Weiterhin ist für einen positiven Effekt des Plasmas das eingesetzte Gas entscheidend. Wie Gruppe A5 belegt, kann ein falsches Gas, hier Stickstoff, auch negativen Einfluss auf den späteren Haftverbund haben.

Ersetzte man die MMA-Behandlung der Prothesenzahnoberflächen durch eine O₂-Plasmabehandlung, würde die MMA-Exposition des Zahntechnikers auf das Nötigste reduziert werden. In Anbetracht des allergenen Potentials, sollte dies aus gesundheitlicher Sicht erwähnt werden. Dennoch wird der Techniker bei der Schaffung des Haftverbundes bei zweiteiligen Konstruktionen mit Autopolymerisat, viel mehr noch bei der Überführung einer Prothese auf konventionellem Weg, weiterhin dem MMA ausgesetzt sein.

4.2.2. Ergebnisse der Hauptgruppe B

Die Ergebnisse der HG B zeigen, dass im Vergleich zur Kontrollgruppe durch keine der angewandten Methoden eine statistisch signifikante Verbesserung des Haftverbunds zwischen CAD/CAM-gefräster Prothesenbasis und Autopolymerisat erzielt werden konnte. Die statistisch signifikant schlechteren Ergebnisse der UG B5 widerlegen die Nullhypothese und zeigen, dass die Oberflächenkonditionierung Einfluss auf den Haftverbund nehmen kann – hier in negativer Weise (Tab. 9).

UG	Oberflächenbehandlung				N	Mittelwert [MPa]	Std.-Abw.
B1	Keine	E			12	15,04	± 2,05
B2	MMA	E			12	14,46	± 1,59
B3	Sandstrahlung	E			12	14,44	± 1,07
B4	O ₂ -Plasma	E			11	12,14	± 3,92
B5	N ₂ -Plasma		F		12	4,93	± 3,28

Tabelle 9 Mittelwerte, Standardabweichungen und Darstellung der Signifikanzen der Hauptgruppe B. Stufen, die nicht über den gleichen Buchstaben verbunden sind, unterscheiden sich signifikant. UG = Untergruppe; N = Probenanzahl; Std.-Abw. = Standard-Abweichung

Die UG B1-B4 unterscheiden sich statistisch nicht signifikant voneinander. Die Qualität des Haftverbundes der UG B1-B3 lässt sich auch nicht durch die verschiedenen Bruchtypen differenzieren. In den UG B2 und B3 traten ausschließlich kohäsive Brüche auf, während in der Kontrollgruppe B1, neben 11 kohäsiven Brüchen, 1 Mischbruch auftrat. Im Vergleich zur Kontrollgruppe B1 führten die Oberflächenbehandlungen der UG B2/B3 zwar zu einer verringerten Standardabweichung, hatten jedoch keinen statistisch signifikanten Effekt auf den Haftverbund (Tab. 9). Da jedoch ausschließlich kohäsive Brüche festgestellt werden konnten, wäre es ein Trugschluss, diese Ergebnisse anhand der Standardabweichung qualitativ einzuordnen. Die Messwerte der kohäsiven Brüche beschreiben nämlich nicht die maximale Belastbarkeit des Haftverbundes, sondern die maximale Belastbarkeit des Autopolymerisats. Es war zu beobachten, dass der Verlauf der kohäsiven Brüche immer an der dünnen „Schneidekante“ der Probekörper begann. Diese „Schwachstelle“ des Materials führte im Bereich von etwa 15 MPa zum kohäsiven Versagen des Autopolymerisats und erklärt warum die Mittelwerte der UG mit kohäsivem Bruchmuster allesamt in diesem Bereich liegen. Der einzige Schluss, der aus

diesen Messwerten gezogen werden kann, ist, dass der jeweilige Haftverbund stärker ist als die ermittelten Werte. Wäre eine größere Belastung des Autopolymerisates möglich gewesen, hätte dies vermutlich zu differenzierteren Ergebnissen geführt. Auch wenn die Ergebnisse keine Einordnung der UG B1-B3 nach der Effektivität der Methoden erlauben, wird deutlich, dass die Mittelwerte dieser UG allesamt im Bereich des höchsten Mittelwerts der HG A liegen und ein effektiver Haftverbund erzielt wurde.

Wie bereits erwähnt, unterscheidet sich die UG B4 nicht signifikant von der Kontrollgruppe B1 ($p=0,0685$), hat aber einen deutlich niedrigeren Mittelwert (12,14 MPa ($\pm 3,92$)). Außerdem sind bei der UG B4 4 kohäsive Brüche und 7 Mischbrüche, die einen adhäsiven Bruchflächenanteil von 63 % haben, festzustellen. Dies deutet, verglichen mit den 11 kohäsiven Brüchen und 1 Mischbruch der UG B1, auf einen tendenziell, aber statistisch nicht signifikant, schwächeren Haftverbund der UG B4 hin.

Signifikant schlechtere Ergebnisse als die Kontrollgruppe B1 (15,04 MPa ($\pm 2,05$)) weist die UG B5 (4,93 MPa ($\pm 3,28$)) auf ($p<0,0001$). Des Weiteren unterscheidet sich die UG B5 auch von allen weiteren Untergruppen der HG B statistisch signifikant ($p<0,0001$). Passend zu dem sehr geringen Mittelwert der UG B5, ist das Auftreten von 8 adhäsiven Brüchen und 4 Mischbrüchen, deren Bruchflächenanalyse einen 76 %-igen adhäsiven Anteil ergab. Dies ist die einzige UG der HG B in der überhaupt ein adhäsives Bruchversagen festzustellen war.

Die Ergebnisse des Perthometers und der REM-Aufnahmen können keine Veränderungen der Oberflächen der UG B1, B2, B4 und B5 nachweisen. Die Vorbehandlung der Oberflächen mit MMA bzw. Plasma führen demzufolge zu Änderungen auf kleinerer Ebene. Dahingegen hat das Sandstrahlen die Oberfläche zerklüftet, was sowohl mit dem Perthometer als auch mit den REM-Aufnahmen mess- und in sichtbar ist.

Häfele et al. stellten 2017 auf der IADR (International Association for Dental Research) in Wien mit einem Poster ihre Ergebnisse zur Untersuchung des Haftverbunds bei zweiteiligen Konstruktionen vor. Ihre Empfehlung ist es,

sowohl den Prothesenzahn als auch die Prothesenbasis mit einer Sandstrahlung vorzubehandeln (90 μm , 1,5 bar). Hagenbuch schlägt ein ähnliches Vorgehen vor (100 μm Al_2O_3 , 1-2 bar) und befürwortet die anschließende Benetzung aller am Verbund beteiligten Oberflächen mit Monomer (Hagenbuch, 2018). Die Ergebnisse der Kontrollgruppe B1 zeigen, dass zwischen CAD/CAM-gefertigter Prothesenbasis und dem Autopolymerisat auch ohne vorherige Oberflächenkonditionierung ein effektiver Haftverbund resultiert. Diese Erkenntnis kann die Herstellungszeit einer Prothese verkürzen. Eine weitere Forschungsgruppe hat sich mit der optimalen Breite des Klebespalts beschäftigt. Dabei haben Yamamoto et al. herausgefunden, dass die geringste Abweichung zwischen digitaler Wunschokklusion und fertiggestellter Prothesenokklusion entsteht, wenn im Herstellungsprozess zweiteiliger Konstruktionen ein Klebespalt von 0,10 - 0,25 mm berücksichtigt wird (Yamamoto et al., 2014). Derzeit sind keine weiteren Studien bekannt, die sich mit dem Haftverbund von CAD/CAM-gefertigten Prothesenbasen beschäftigt haben.

Der Transfer der gewonnenen Daten auf die auftretenden, klinisch gemessenen Kaukräfte bei Prothesenträgern (siehe 5.2.1.) zeigt, dass der Haftverbund der UG B1/B2/B3/B4 im Mittel deutlich belastbarer war als er durch maximale Kaukräfte bei Teil-/Totalprothesen tatsächlich belastet wird. Entfernt man die Verbundfläche mathematisch aus den Ergebnissen, um zu Vergleichszwecken die Einheit Newton zu erhalten, zeigen sich in der stärksten UG B1 mittlere Bruchwerte von 733 N, in der schwächsten UG B5 von 240 N. Demzufolge sollten die Oberflächenkonditionierungsmethoden der UG B1/B2/B3/B4 zu einem Haftverbund zwischen CAD/CAM-gefertigter Prothesenbasis und Autopolymerisat führen, der den klinischen Ansprüchen gewachsen ist. Dies gilt nicht für die Methode der UG B5. In dieser UG ergaben 8 von 12 Messungen Ergebnisse, die teilweise deutlich unter den 300 N, die bei Teilprothesenträgern gemessen wurden, lagen. 6 der 8 Messungen lagen sogar unter 150 N und der niedrigste Messwert ergab 49 N. Die Methode der UG B5 führt demzufolge zu einem Haftverbund, der mit großer Wahrscheinlichkeit den klinischen Anforderungen nicht genügt.

Unter Berücksichtigung der Limitationen dieser Studie, führen die Ergebnisse der HG B zu den Erkenntnissen, dass CAM-gefertigte Prothesenbasen per se gute Voraussetzungen für das Erzielen eines belastbaren Haftverbundes haben und Oberflächenkonditionierungen zu keinem signifikant besseren Ergebnis führen. Eine N₂-Plasmabehandlung der Oberfläche hat sogar negativen Einfluss auf den Haftverbund und führt oftmals zu adhäsivem Bruchversagen.

4.3. Schlussfolgerung

Die Nullhypothese, dass die Oberflächenkonditionierung der am Verbund beteiligten Materialien keinen Einfluss auf den Haftverbund habe, konnte widerlegt werden. Sowohl die Ergebnisse der HG A als auch die Ergebnisse der HG B belegen, dass mittels Oberflächenkonditionierung die Qualität des resultierenden Haftverbunds beeinflusst werden kann.

Aus den Ergebnissen der Kontrollgruppen A1 (11,59 MPa ($\pm 3,49$)) und B1 (15,04 MPa ($\pm 2,05$)) kann geschlussfolgert werden, dass die Verbundfläche zwischen Autopolymerisat und Prothesenzahn die Schwachstelle des zweiflächigen Verbundes darstellt. Somit ist die Oberflächenkonditionierung der basalen Prothesenzahnfläche mit MMA- oder O₂-Plasma die entscheidende Maßnahme für das Zustandekommen eines effektiven Haftverbundes bei zweiteiligen Konstruktionen bzw. bei konventionellen Herstellungsmethoden. Auf die Konditionierung der CAD/CAM-gefrästen Prothesenbasis kann den Ergebnissen zufolge verzichtet werden, wodurch die Herstellungsdauer geringfügig verkürzt werden kann. Als mögliche Erklärung für die besseren Ergebnisse der Kontrollgruppe B1 kann der Vernetzungsgrad und der Füllstoffanteil dienen. Diese müssen im Bereich der Prothesenbasis nicht so hoch sein wie im Prothesenzahn, wodurch das Prothesenbasismaterial für das Monomer des Autopolymerisates besser anzulösen ist.

In weiteren Forschungen sollten neue Zahlen zum Debonding erhoben werden, die zwischen einflächigen und zweiflächigen Verbunden unterscheiden. Es ist denkbar, dass bei zweiflächigen Haftverbunden keine Debondingfälle mehr auftreten, da Verunreinigungen der Oberflächen im Laufe des Herstellungsprozesses zumindest theoretisch nicht mehr möglich sind. Ebenso

gut vorstellbar ist es aber auch, dass bei zweiflächigen Haftverbunden ebenfalls Debondingfälle vorkommen, da Haftverbunde desto fehleranfälliger werden könnten, aus je mehr Flächen sie zusammengesetzt sind. Des Weiteren wäre eine Umfrage unter Dentallaboren aufschlussreich, die deren Vorgehen beleuchtet, um anschließend mögliche Fehlerquellen in der Literatur thematisieren zu können. Außerdem wurde das Potential von bestimmten Plasmen, den Haftverbund zu verbessern, durch Aljudy und diese Studie belegt. Daher erscheint es sinnvoll, die Wirkung anderer Plasmagase in Bezug auf den Haftverbund zu untersuchen. Eine weitere Frage, die ungeklärt bleibt, ist, ob die Kombination einer O₂-Plasma und MMA Behandlung der Oberflächen zu einer weiteren Steigerung der Haftverbundwerte führen kann.

5. Zusammenfassung

Ziel dieser Studie war es festzustellen, ob bei zweiteiligen Prothesenkonstruktionen die Methode der Oberflächenkonditionierung des PMMA-Prothesenzahnes bzw. der CAD/CAM-gefrästen PMMA-Prothesenbasis einen Einfluss auf den Haftverbund zum Autopolymerisat hat. Weiterhin wurde untersucht, ob die Arten der Konditionierung in ihrer Effektivität eingeordnet werden können.

Hauptgruppe (HG) A stellte die Verbundfläche zwischen PMMA-Prothesenzahn (Mondial 6 R483, Heraeus Kulzer GmbH, Hanau, Deutschland) und Autopolymerisat (megaCRYL N, Megadental, Büdingen, Deutschland), HG B die Verbundfläche zwischen Autopolymerisat und CAD/CAM-gefräster PMMA-Prothesenbasis (Pink Blank U, anaxDENT GmbH, Stuttgart, Deutschland) dar. Beide Hauptgruppen wurden in 5 Untergruppen (UG) à 12 Proben unterteilt, deren Oberflächen unterschiedlich konditioniert wurden: A1/B1 = unbehandelte Kontrollgruppe, A2/B2 = MMA-Vorbehandlung, A3/B3 = sandgestrahlte Oberfläche, A4/B4 = O₂-Plasmabehandlung, A5/B5 = N₂-Plasmabehandlung. Es wurden sowohl REM-Bilder als auch Perthometermessungen von behandelten Oberflächen gemacht und verglichen. Die Probekörper wurden einer künstlichen Alterung in Form von 5.000 Thermolastwechseln von 5 °C – 55 °C ausgesetzt, ehe deren Haftverbundwerte in einer Universalprüfmaschine (Z010, Zwick GmbH + Co. KG, Ulm, Deutschland) getestet wurden. Die statistische Auswertung erfolgte mit einer einfaktoriellen Varianzanalyse (ANOVA) und dem Tukey-Kramer post-hoc Test.

Die Ergebnisse der HG A zeigen, dass der Haftverbund durch die MMA- (A2: 16,62 MPa, ± 1,52) bzw. O₂-Plasmavorbehandlung (A4: 15,53 MPa, ± 3,04) der Prothesenzahnoberfläche, im Vergleich zur unbehandelten Kontrollgruppe (A1: 11,59 MPa, ± 3,49), statistisch signifikant verbessert werden kann. Hingegen führten die Methoden der UG A3 (13,33 MPa, ± 1,99) und A5 (9,12 MPa, ± 1,69) zu keiner statistisch signifikanten Beeinflussung des Haftverbundes verglichen mit der Kontrollgruppe A1.

Zusammenfassung

Die Ergebnisse der HG B zeigen, dass keine statistisch signifikanten Unterschiede zwischen dem Haftverbund der UG B1 (15,04 MPa, \pm 2,05), B2 (14,46 MPa, \pm 1,59), B3 (14,44 MPa, \pm 1,07), B4 (12,14 MPa, \pm 3,92) besteht. Lediglich die UG B5 (4,93 MPa, \pm 3,28) weist statistisch signifikant schlechtere Haftverbundwerte auf als alle anderen UG der HG B.

UG mit einem hohen Mittelwert zeigten in der Bruchanalyse tendenziell mehr kohäsive Brüche, UG mit niedrigem Mittelwert tendenziell eher adhäsives Bruchversagen.

Die sandgestrahlten Oberflächen zeigten sich in den REM-Aufnahmen und den rekonstruierten 3D-Oberflächen zerklüftet und wiesen einen höheren S_a -Mittelwert als die anderen Gruppen auf, deren Werte und Oberflächentopographien sich stark ähnelten.

Schlussfolgernd ist festzuhalten, dass die Schwachstelle eines zweiflächigen Haftverbundes die Verbundfläche zwischen Prothesenzahn und Autopolymerisat darstellt. Um diesen Haftverbund zu verbessern ist es ratsam, die basale Prothesenzahnfläche wahlweise mit MMA oder O_2 -Plasma vorzubehandeln. Dahingegen scheint eine Oberflächenkonditionierung der CAD/CAM-gefrästen Prothesenbasis keinen zusätzlichen Nutzen zu haben, sodass auf diese verzichtet werden kann, um den Herstellungsprozess der Prothesen zu verkürzen. Von der Verwendung von N_2 -Plasma ist abzuraten, da dies zu vermehrtem adhäsiven Bruchversagen führt.

Sämtliche Ergebnisse sind unter Berücksichtigung der Limitationen dieser Studie zu bewerten.

In zukünftigen Studien sollte vergleichend festgestellt werden, wie viele Debondingfälle bei volldigitalen (zweiflächiger Verbund) bzw. semidigitalen/konventionellen (einflächiger Verbund) Herstellungsverfahren in der Praxis auftreten. Weiterhin bleibt ungeklärt, ob die Kombination von MMA und O_2 -Plasma zu einer weiteren Verbesserung des Haftverbundes führt.

6. Literaturverzeichnis

AKIN, H., KIRIMALI, O., TUGUT, F. & COSKUN, M. E. 2014. Effects of different surface treatments on the bond strength of acrylic denture teeth to polymethylmethacrylate denture base material. *Photomedicine and laser surgery*, 32, 512-516.

ALHELAL, A., ALRUMAIH, H. S., KATTADIYIL, M. T., BABA, N. Z. & GOODACRE, C. J. 2017. Comparison of retention between maxillary milled and conventional denture bases: A clinical study. *The Journal of prosthetic dentistry*, 117, 233-238.

ALJUDY, H. J. 2013. Effect of plasma treatment of acrylic denture teeth and thermocycling on the bonding strength to heat cured acrylic denture base material. *Journal of Baghdad College of Dentistry*, 25, 6-11.

ARORA, V. 2014. Cold Atmospheric Plasma (CAP) in Dentistry. *Dentistry*, 2014.

BAHRANI, F. & KHALEDI, A. A. R. 2014. Effect of surface treatments on shear bond strength of denture teeth to denture base resins. *Dental research journal*, 11.

BANI, D., BANI, T. & BERGAMINI, M. 1999. Morphologic and biochemical changes of the masseter muscles induced by occlusal wear: studies in a rat model. *Journal of dental research*, 78, 1735-1744.

BARPAL, D., CURTIS, D. A., FINZEN, F., PERRY, J. & GANSKY, S. A. 1998. Failure load of acrylic resin denture teeth bonded to high impact acrylic resins. *J Prosthet Dent*, 80, 666-71.

BEUER, F., ERDELT, K., FRIEDRICH, R., KÖBELE-BOGAI, K., EICHBERGER, M. & GERNET, W. 2006. Festigkeit von Kunststoffzähnen auf der Prothesenbasis. *Deutsche Zahnärztliche Zeitschrift*, 61, 147-150.

BIDRA, A. S., FARRELL, K., BURNHAM, D., DHINGRA, A., TAYLOR, T. D. & KUO, C. L. 2016. Prospective cohort pilot study of 2-visit CAD/CAM monolithic complete dentures and implant-retained overdentures: Clinical and patient-centered outcomes. *J Prosthet Dent*, 115, 578-586 e1.

BIDRA, A. S., TAYLOR, T. D. & AGAR, J. R. 2013. Computer-aided technology for fabricating complete dentures: systematic review of historical background, current status, and future perspectives. *J Prosthet Dent*, 109, 361-6.

BIFFAR, R., EHRENFELD, M., GERNET, W. & SCHWENZER, N. 2011. *Zahnärztliche Prothetik*, Georg Thieme Verlag.

BILGIN, M. S., ERDEM, A., AGLARCI, O. S. & DILBER, E. 2015. Fabricating complete dentures with CAD/CAM and RP technologies. *Journal of Prosthodontics*, 24, 576-579.

CARDASH, H., LIBERMAN, R. & HELFT, M. 1986. The effect of retention grooves in acrylic resin teeth on tooth denture-base bond. *The Journal of prosthetic dentistry*, 55, 526-528.

CHA, S. & PARK, Y. S. 2014. Plasma in dentistry. *Clin Plasma Med*, 2, 4-10.

CHAI, J., TAKAHASHI, Y., TAKAHASHI, T. & HABU, T. 2000. Bonding durability of conventional resinous denture teeth and highly crosslinked denture teeth to a pour-type denture base resin. *Int J Prosthodont*, 13, 112-6.

CLANCY, J. M. & BOYER, D. B. 1989. Comparative bond strengths of light-cured, heat-cured, and autopolymerizing denture resins to denture teeth. *The Journal of prosthetic dentistry*, 61, 457-462.

COLEBECK, A. C., MONACO, E. A., PUSATERI, C. R. & DAVIS, E. L. 2015. Microtensile Bond Strength of Different Acrylic Teeth to High-Impact Denture Base Resins. *Journal of Prosthodontics*, 24, 43-51.

CRAIG, R. G., POWERS, J. M. & WATAHA, J. C. 2006. *Zahnärztliche Werkstoffe: Eigenschaften und Verarbeitung*, Urban & Fischer.

CUNNINGHAM, J. 1993. Bond strength of denture teeth to acrylic bases. *Journal of dentistry*, 21, 274-280.

CUNNINGHAM, J. & BENINGTON, I. 1999. An investigation of the variables which may affect the bond between plastic teeth and denture base resin. *Journal of dentistry*, 27, 129-135.

CUNNINGHAM, J. L. & BENINGTON, I. C. 1997. A survey of the pre-bonding preparation of denture teeth and the efficiency of dewaxing methods. *J Dent*, 25, 125-8.

DARBAR, U. R., HUGGETT, R. & HARRISON, A. 1994. Denture fracture--a survey. *Br Dent J*, 176, 342-5.

DETTE, K.-E. 2009. Die Versorgung des zahnlosen Patienten. *Zahnmedizin up2date*, 3, 151-177.

EKFELDT, A. & KARLSSON, S. 1996. Changes of masticatory movement characteristics after prosthodontic rehabilitation of individuals with extensive tooth wear. *International Journal of Prosthodontics*, 9.

EL-SHEIKH, A. M. & AL-ZAHRANI, S. B. 2006. Causes of denture fracture: A survey. *Saudi dental journal*, 18, 149-154.

FANG, J. H., AN, X., JEONG, S. M. & CHOI, B. H. 2018. Development of complete dentures based on digital intraoral impressions-Case report. *J Prosthodont Res*, 62, 116-120.

FONTIJN-TEKAMP, F. A., SLAGTER, A. P., VAN DER BILT, A., VAN, T. H. M. A., WITTER, D. J., KALK, W. & JANSEN, J. A. 2000. Biting and chewing in overdentures, full dentures, and natural dentitions. *J Dent Res*, 79, 1519-24.

FUHR, K., BEHNEKE, N. & REIBER, T. 1990. Die Teilprothese–Diagnostik, Planung. *Therapie. München–Wien: Carl Hanser Verlag*.

GÄNGLER, P., HOFFMANN, T., WILLERSHAUSEN, B., SCHWENZER, N. & EHRENFELD, M. 2005. Konservierende Zahnheilkunde und Parodontologie 2. Auflage, 2005. Stuttgart, Georg Thieme Verlag. ISBN: 9783135937038.

GHAZAL, M., YANG, B., LUDWIG, K. & KERN, M. 2008. Two-body wear of resin and ceramic denture teeth in comparison to human enamel. *Dental materials*, 24, 502-507.

GOODACRE, B. J., GOODACRE, C. J., BABA, N. Z. & KATTADIYIL, M. T. 2016. Comparison of denture base adaptation between CAD/CAM and conventional fabrication techniques. *The Journal of prosthetic dentistry*.

GOODACRE, B. J., GOODACRE, C. J., BABA, N. Z. & KATTADIYIL, M. T. 2017a. Comparison of denture tooth movement between CAD-CAM and conventional fabrication techniques. *The Journal of Prosthetic Dentistry*.

GOODACRE, B. J., GOODACRE, C. J., BABA, N. Z. & KATTADIYIL, M. T. 2017b. Comparison of denture tooth movement between CAD-CAM and conventional fabrication techniques. *J Prosthet Dent*.

GRUNERT, I. 2017. "Die Prothesen halten deutlich besser". In: ZAHNTECHNIK, Q. (ed.). Quintessenz Zahntechnik.

HÄFELE, C., DELLAFIOR, P. & HAGENBUCH, K. 2017. Bonding performance of CAD/CAM-manufactured Dentures: Adaption of established ISO Methods. International Association for Dental Research Wien 2017.

HAGENBUCH, K. 2018. Digital Denture: Vom Einzelteil zur Prothese. *das dental labor*, 2018 - 7, 36-43.

HARALDSON, T., KARLSSON, U. & CARLSSON, G. E. 1979. Bite force and oral function in complete denture wearers. *Journal of oral rehabilitation*, 6, 41-48.

HEINTZE, S. D., SCHMID-SCHWAP, M., GRUNTER, I. & PIEHSLINGER, E. 2009. Verschleißresistenz zweier Prothesenzahnmaterialien in vivo. *Quintessenz Zahntechnik*, 35, 718-726.

HUGGETT, R., JOHN, G., JAGGER, R. & BATES, J. 1982. Strength of the acrylic denture base tooth bond. *British dental journal*, 153, 187.

INFANTE, L., YILMAZ, B., MCGLUMPHY, E. & FINGER, I. 2014. Fabricating complete dentures with CAD/CAM technology. *The Journal of prosthetic dentistry*, 111, 351-355.

INOKOSHI, M., KANAZAWA, M. & MINAKUCHI, S. 2012. Evaluation of a complete denture trial method applying rapid prototyping. *Dental materials journal*, 31, 40-46.

JAIN, G., PALEKAR, U., AWINASHE, V., MISHRA, S. K., KAWADKAR, A. & RAHANGDALE, T. 2014. The effect of different chemical surface treatments of denture teeth on shear bond strength: A comparative study. *Journal of clinical and diagnostic research: JCDR*, 8, ZC15.

KANAZAWA, M., INOKOSHI, M., MINAKUCHI, S. & OHBAYASHI, N. 2011. Trial of a CAD/CAM system for fabricating complete dentures. *Dental materials journal*, 30, 93-96.

KANAZAWA, M., IWAKI, M., ARAKIDA, T. & MINAKUCHI, S. 2018. Digital impression and jaw relation record for the fabrication of CAD/CAM custom tray. *J Prosthodont Res*.

KAPPERT, H. F. & EICHNER, K. 2005a. *Zahnärztliche Werkstoffe und ihre Verarbeitung. 1. Grundlagen und Verarbeitung*, Thieme.

KAPPERT, H. F. & EICHNER, K. 2005b. *Zahnärztliche Werkstoffe und ihre Verarbeitung. 1. Grundlagen und Verarbeitung*, Georg Thieme Verlag.

KATTADIYIL, M. T., JEKKI, R., GOODACRE, C. J. & BABA, N. Z. 2015. Comparison of treatment outcomes in digital and conventional complete removable dental prosthesis fabrications in a predoctoral setting. *The Journal of prosthetic dentistry*, 114, 818-825.

- KERSCHBAUM, T., BIFFAR, R., WALTER, M. & SCHROEDER, E. 2001. Behandlungsbedarf mit Zahnersatz bis zum Jahre 2020. *Quintessenz Zahntechnik*, 27, 810-816.
- KHINDRIA, S., MITTAL, S. & SUKHIJA, U. 2009. Evolution of denture base materials. *The Journal Of Indian Prosthodontic Society*, 9, 64.
- KOODARYAN, R. & HAFEZEQORAN, A. 2016. Surface Modification of Dental Polymers by Plasma Treatment: A Review. *Biomedical and Pharmacology Journal*, 9, 317-321.
- KÖRBER, K. & LUDWIG, K. 1982. *Zahnärztliche Werkstoffkunde und Technologie*, Thieme.
- LAUER, H.-C., OTTL, P., FICKER, E. & WEIGL, P. 1992. Kaukraftmessung an unterschiedlich verankerten Teilprothesen. *Dtsch zahnärztl*, 482-485.
- LEE, J.-H. 2017. Improved digital impressions of edentulous areas. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 117, 448-449.
- LIEBERMANN, A., KEUL, C., BÄHR, N., EDELHOFF, D., EICHBERGER, M., ROOS, M. & STAWARCZYK, B. 2013. Impact of plasma treatment of PMMA-based CAD/CAM blanks on surface properties as well as on adhesion to self-adhesive resin composite cements. *Dental Materials*, 29, 935-944.
- LINDE-SUDEN, K. V. 2014. *In-vitro Untersuchung des Haftverbundes zwischen Prothesenzähnen und Verblendkunststoffen*.
- LISSON, J. A. & SCHOLTES, S. 2005. Investigation of craniofacial morphology in patients with hypo-and oligodontia. *Journal of Orofacial Orthopedics/Fortschritte der Kieferorthopädie*, 66, 197-207.
- MAHADEVAN, V., KRISHNAN, M., KRISHNAN, C. S., AZHAGARASAN, N., SAMPATHKUMAR, J. & RAMASUBRAMANIAN, H. 2015. Influence of Surface Modifications of Acrylic Resin Teeth on Shear Bond Strength with Denture Base Resin-An Invitro Study. *Journal of clinical and diagnostic research: JCDR*, 9, ZC16.
- MAHLER, D. 1951. Inarticulation of complete dentures processed by the compression molding technique. *The Journal of prosthetic dentistry*, 1, 551-559.
- MANN, T. 2013. *Experimentelle Untersuchungen zum materialabhängigen Verbund zwischen Prothesenzähnen und Kunststoffbasis*. Halle (Saale), Universitäts-und Landesbibliothek Sachsen-Anhalt, Diss., 2013.

MARRA, J., PALEARI, A. G., PERO, A. C., DE SOUZA, R. F., BARBOSA, D. B. & COMPAGNONI, M. A. 2009. Effect of methyl methacrylate monomer on bond strength of denture base resin to acrylic teeth. *International Journal of Adhesion and Adhesives*, 29, 391-395.

MARXKORS, R. 2007. *Lehrbuch der zahnärztlichen Prothetik*, Deutscher Ärzteverlag.

MARXKORS, R., MEINERS, H. & GEIS-GERSTORFER, J. 2008. *Taschenbuch der zahnärztlichen Werkstoffkunde: Vom Defekt zur Restauration*.

MASOOD, S. & MOHAMED, S. 2012. The effect of plasma treatment on the bonding of soft denture liners to heat cured acrylic resin denture base material and on some surface properties of acrylic resin polymer. *Journal of Baghdad College of Dentistry*, 24, 29-35.

MENG, G. K., CHUNG, K.-H., FLETCHER-STARK, M. L. & ZHANG, H. 2010. Effect of surface treatments and cyclic loading on the bond strength of acrylic resin denture teeth with autopolymerized repair acrylic resin. *The Journal of prosthetic dentistry*, 103, 245-252.

MORROW, R. M., MATVIAS, F. M., WINDELER, A. S. & FUCHS, R. J. 1978. Bonding of plastic teeth to two heat-curing denture base resins. *The Journal of prosthetic dentistry*, 39, 565-568.

MURRAY, M. D. & DARVELL, B. W. 1993. The evolution of the complete denture base. Theories of complete denture retention—a review. Part 1. *Australian dental journal*, 38, 216-219.

NAGAI, E., OTANI, K., SATOH, Y. & SUZUKI, S. 2001. Repair of denture base resin using woven metal and glass fiber: effect of methylene chloride pretreatment. *The Journal of prosthetic dentistry*, 85, 496-500.

NITSCHKE, I. & HOPFENMÜLLER, W. 1996. Die zahnmedizinische Versorgung älterer Menschen. *Die Berliner Altersstudie*, 16.

PALITSCH, A., HANNIG, M., FERGER, P. & BALKENHOL, M. 2012. Bonding of acrylic denture teeth to MMA/PMMA and light-curing denture base materials: the role of conditioning liquids. *Journal of dentistry*, 40, 210-221.

PAPAZOGLU, E. & VASILAS, A. I. 1999. Shear bond strengths for composite and autopolymerized acrylic resins bonded to acrylic resin denture teeth. *The Journal of prosthetic dentistry*, 82, 573-578.

- PATIL, S. B., NAVEEN, B. H. & PATIL, N. P. 2006. Bonding acrylic teeth to acrylic resin denture bases: a review. *Gerodontology*, 23, 131-9.
- PEREA, L., MATINLINNA, J. P., TOLVANEN, M., LASSILA, L. V. & VALLITTU, P. K. 2014. Monomer priming of denture teeth and its effects on the bond strength of composite resin. *The Journal of prosthetic dentistry*, 112, 257-266.
- RAMMELSBERG, P. 2012. Implantatgestützte Prothesen als Versorgungskonzept für den zahnlosen Oberkiefer. *Implantologie*, 20, 183-192.
- RIEß, K. 2001. Plasmamodifizierung von Polyethylen. *PhD Thesis at the Martin-Luther-University Halle Wittenberg*.
- RITCHIE, G., FLETCHER, A., AMIN, W. & DODD, A. Tooth bond characteristics of some acrylic denture base polymers. *Proc Eur Prosthodont Assoc*, 1983. 4.
- ROSENTRITT, M., HANDEL, G. & HAHNEL, S. 2010. Verschleißuntersuchungen an Prothesenzähnen. *Quintessenz Zahntechnik*, 36, 794-800.
- SAAVEDRA, G., VALANDRO, L. F., LEITE, F. P., AMARAL, R., OZCAN, M., BOTTINO, M. A. & KIMPARA, E. T. 2007. Bond strength of acrylic teeth to denture base resin after various surface conditioning methods before and after thermocycling. *Int J Prosthodont*, 20, 199-201.
- SAPONARO, P. C., YILMAZ, B., HESHMATI, R. H. & MCGLUMPHY, E. A. 2016a. Clinical performance of CAD-CAM-fabricated complete dentures: A cross-sectional study. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 116, 431-435.
- SAPONARO, P. C., YILMAZ, B., JOHNSTON, W., HESHMATI, R. H. & MCGLUMPHY, E. A. 2016b. Evaluation of patient experience and satisfaction with CAD/CAM-fabricated complete dentures: A retrospective survey study. *J Prosthet Dent*.
- SCHNEIDER, R. L., CURTIS, E. R. & CLANCY, J. M. 2002. Tensile bond strength of acrylic resin denture teeth to a microwave- or heat-processed denture base. *J Prosthet Dent*, 88, 145-50.
- SCHOONOVER, I., FISCHER, T., SERIO, A. & SWEENEY, W. 1952. Bonding of plastic teeth to heat-cured denture base resins. *The Journal of the American Dental Association*, 44, 285-287.
- SCHWEIGER, J., GÜTH, J.-F., EDELHOFF, D. & STUMBAUM, J. 2016. Die virtuelle Wachseinprobe. *Quintessenz Zahntechnik*, 42, 1164-1179.

SCHWINDLING, F. S. & STOBBER, T. 2016. A comparison of two digital techniques for the fabrication of complete removable dental prostheses: A pilot clinical study. *The Journal of prosthetic dentistry*.

SPRATLEY, M. 1987. An investigation of the adhesion of acrylic resin teeth to dentures. *The Journal of prosthetic dentistry*, 58, 389-392.

STEINMAßL, P.-A., WIEDEMAIR, V., HUCK, C., KLAUNZER, F., STEINMAßL, O., GRUNERT, I. & DUMFAHRT, H. 2016. Do CAD/CAM dentures really release less monomer than conventional dentures? *Clinical Oral Investigations*, 1-9.

STEINMAßL, P., KLAUNZER, F., RUECH, L. & STEINMAßL, O. 2017. Total Digital. *rot&weiß*, 11, 56-59.

TAKAHASHI, Y., CHAI, J., TAKAHASHI, T. & HABU, T. 2000. Bond strength of denture teeth to denture base resins. *Int J Prosthodont*, 13, 59-65.

TAKAMATA, T. & SETCOS, J. C. 1989. Resin denture bases: review of accuracy and methods of polymerization. *International Journal of Prosthodontics*, 2.

TRUDSØ, H., BUDTZ-JØRGENSEN, E. & BERTRAM, U. 1980. A four-year follow-up study on processed pour acrylic resins. *The Journal of prosthetic dentistry*, 44, 495-496.

UCAR, Y., AKOVA, T. & AYSAN, I. 2012. Mechanical properties of polyamide versus different PMMA denture base materials. *Journal of Prosthodontics*, 21, 173-176.

WEPLER, M. 2015. Plasmatechnologie - das Multitalent für neue zahntechnische Anwendungen? . *Quintessenz Zahntechnik*, 41, 700-716.

YAMAMOTO, S., KANAZAWA, M., IWAKI, M., JOKANOVIC, A. & MINAKUCHI, S. 2014. Effects of offset values for artificial teeth positions in CAD/CAM complete denture. *Computers in biology and medicine*, 52, 1-7.

YANIKOGLU, D., DUYMUS, D. & BAYINDIR, D. 2002. Comparative bond strengths of autopolymerising denture resin and light cured composite resin to denture teeth. *International dental journal*, 52, 20-24.

ZITZMANN, N. 2004. Die Folgen der Zahnlosigkeit für das Individuum. *Deutsche Zahnärztliche Zeitschrift*, 59, 9.

ZUCKERMAN, G. R. 2003. A reliable method for securing anterior denture teeth in denture bases. *The Journal of prosthetic dentistry*, 89, 603-607.

7. Erklärung zum Eigenanteil

Die Arbeit wurde in der Sektion Medizinische Werkstoffkunde und Technologie des Universitätsklinikums Tübingen unter Betreuung von Herrn Prof. Dr. Geisgerstorfer, Jürgen durchgeführt.

Die Konzeption der Studie erfolgte in Zusammenarbeit mit Herrn Spintzyk, Sebastian (Betreuer, wissenschaftlicher Mitarbeiter) und Frau Dr. Klink, Andrea (Betreuerin, Oberärztin der prothetischen Abteilung des ZZMK Tübingens).

Die Versuche an der Prüfmaschine wurden von mir in Zusammenarbeit mit Frau Schille, Christine durchgeführt. Die Versuche am Perthometer und die weitere Verarbeitung dieser Daten wurden von mir, nach Einarbeitung durch Frau Schille, Christine und Herrn Spintzyk, Sebastian vorgenommen. Die REM-Aufnahmen wurden von Herrn Schweizer, Ernst gemacht, nachdem ich die Proben vorbereitet hatte. Die CAD/CAM-Arbeitsschritte wurden außerhaus, bei und von der Firma DENTAURUM GmbH & Co. KG (Ispringen, Deutschland), durchgeführt.

Die statistische Auswertung erfolgte in Zusammenarbeit von Herrn Dr. Hüttig, Fabian und mir.

Ich versichere das Manuskript, nach Anleitung durch Herrn Spintzyk, Sebastian, Frau Dr. Klink, Andrea und Herrn Dr. Hüttig, Fabian, selbstständig verfasst zu haben und keine weiteren als die von mir angegebenen Quellen verwendet zu haben.

Winnenden, den 26. August 2019

Dominik Klaiber

8. Danksagung

Ich danke Prof. Geis-Gerstorfer für die Annahme der Doktorvaterschaft, die Durchsicht meiner Ausarbeitungen und den stets raschen und zuverlässigen Kontakt.

Mein außerordentlicher Dank gilt Hr. Sebastian Spintzyk, Fr. Dr. Andrea Klink und Hr. Dr. Fabian Hüttig. Eure Erfahrung und Tipps waren mir eine große Hilfe. Die Zeit, Akribie und Begeisterung, die Ihr in Einweisungen, Besprechungen und Feedbacks gesteckt habt, waren dauernde Motivation für mich. Es hat mir viel Freude bereitet, von Euch lernen und mit Euch arbeiten zu können.

Bedanken möchte ich mich auch bei Fr. Christine Schille für die Zusammenarbeit an der Prüfmaschine und Hr. Ernst Schweizer für die Aufnahmen mit dem Rasterelektronenmikroskop.

Zuletzt gilt mein herzlichster, aufrichtiger Dank meinen Eltern, meiner Frau, meinem Bruder mit Familie und meinen Großeltern. Durch eure immerwährende Unterstützung und Liebe, ist es mir möglich meine Träume zu verwirklichen.

9. Anhang

Produkt	Hersteller	Zusammensetzung	LOT
Mondial 6 (Form: R483)	Heraeus Kulzer GmbH, Hanau, Deutschland	-Vernetztes PMMA -anorganische Füllstoffe -Pigmente	nicht bekannt
megaCRYL N	Megadental, Büdingen, Deutschland	-Pulver: <ul style="list-style-type: none"> ▪ PMMA ▪ Dibenzoylperoxid ▪ Phenylbenzylbarbitursäure ▪ Butylbarbitursäure ▪ Farbpigmente: Titandioxid/Eisenoxide/Perylen -Liquid: <ul style="list-style-type: none"> ▪ MMA ▪ Butandioldimethacrylat ▪ Kupfernaphtenat ▪ Dilauryldimethylammoniumchlorid ▪ Hydrochinone (tertbutylhydrochinon) 	-Pulver: 32656 -Liquid: 45628
Pink Blank U	anaxDENT GmbH, Stuttgart, Deutschland	-PMMA -Pigmente	46428
Korox 250	Bego Bremer Goldschlägerei Wilh. Herbst GmbH & Co. KG, Bremen, Deutschland	250 µm Al ₂ O ₃	17174000815
Dublisil® 30	Dreve Dentamid GmbH, Unna, Deutschland	Additionsvernetzendes Vinyl -Polysiloxan	nicht bekannt

Anhang 1: Verwendete Materialien