

Aus der Universitätspoliklinik für Zahnärztliche Prothetik
des Universitätsklinikums Halle (Saale)
(Direktor: Univ.-Prof. Dr. J. Setz)

Sektion Zahnärztliche Propädeutik
(kommissarischer Leiter: Univ.-Prof. Dr. J. Setz)

Experimentelle Untersuchungen zum materialabhängigen Verbund zwischen Prothesenzähnen und Kunststoffbasis

Dissertation
zur Erlangung des akademischen Grades
Doktor der Zahnmedizin (Dr. med. dent.)

vorgelegt
der Medizinischen Fakultät
der Martin-Luther-Universität Halle-Wittenberg

von Tina Mann, geb. Hoblisch
geboren am 16.09.1978 in Cottbus
Betreuer: Prof. Dr. K.-E. Dette

Gutachter:

1. Prof. Dr. K.-E. Dette
2. Univ.-Prof. Dr. H.-G. Schaller
3. Prof. Dr. B. Reitemeier (Dresden)

verteidigt am: 6.11.2013

Referat

Für herausnehmbaren Zahnersatz werden künstliche Zähne mit einer Prothesenbasis aus Kunststoff verbunden. Als Prothesenbasismaterial werden hauptsächlich Polymethylmethacrylate verwendet. Mit dem Einsatz vernetzter Kunststoffe zur Herstellung der Zähne, entstand das Problem, den chemischen Verbund dieser Zähne mit dem Prothesenbasismaterial zu sichern. Ziel dieser Arbeit war es, verschiedene Einflussgrößen für den Verbund zwischen Prothesenbasismaterial und Kunststoffzähnen zu untersuchen und daraus Empfehlungen für die Praxis abzuleiten.

Für die Untersuchung wurden drei gängige Materialien und Methoden der Prothesenherstellung exemplarisch in Kombination mit zwei Kunststoffzähnen (Vitapan® T 77 1, Firma VITA Zahnfabrik; SR Vivodent® DCL A 24 B, Firma Ivoclar Vivadent) ausgewählt. Die Verbundqualität bei Kaltpolymerisation wurde mit der bei Heißpolymerisation (Paladon®65, Firma Heraeus Kulzer) verglichen. Desweiteren standen zwei Methoden der Kaltpolymerisation im Vergleich: die Stopf-Press-Methode (Kallocryl A®, Firma Speiko - Dr. Speier) und das Nachpress-Injektionsverfahren (PalaXpress®, Firma Heraeus Kulzer). Der von der Firma Vita empfohlene Haftvermittler Vitacoll® kam versuchsweise bei beiden Zahnfabrikaten zur Anwendung, obwohl die Firma Ivoclar das Auftragen eines Haftvermittlers nicht empfiehlt.

Die höchsten Verbundwerte konnten bei beiden Zahnfabrikaten in Verbindung mit dem Heißpolymerisat erreicht werden. Die geringsten Haftkraftwerte wurden beim Kaltpolymerisat, welches in der Stopf-Press-Methode verarbeitet wurde, gemessen. Der Haftvermittler konnte nur bei den Vita-Zähnen eine Erhöhung der Verbundwerte mit den Prothesenbasismaterialien bringen. Die Anwendung des Haftvermittlers bei den Ivoclar-Zähnen reduzierte den Haftverbund.

Das Heißpolymerisat und das Kaltpolymerisat in der Injektions-Nachpress-Methode können für das Erreichen von guten Verbundwerten bei der Herstellung von Prothesen mit Kunststoffzähnen empfohlen werden. Die Anwendung eines Haftvermittlers kann nur in Abhängigkeit von den Materialbeschaffenheiten der Kunststoffzähne zur Verbundsteigerung beitragen.

Mann, Tina: Experimentelle Untersuchungen zum materialabhängigen Verbund zwischen Prothesenzähnen und Kunststoffbasis. Halle (Saale), Univ., Med. Fak., Diss., 72 Seiten, 2013

Inhaltsverzeichnis

1 Einleitung	1
1.1 Geschichtliche Entwicklung der Prothesenkunststoffe in der Zahnmedizin	1
1.2 Aktuelle gebräuchliche Prothesenkunststoffe	3
1.2.1 Die Heißpolymerisation	4
1.2.2 Die Kaltpolymerisation	5
1.3 Die Kunststoffzähne	6
1.4 Der Haftvermittler	7
1.5 Die Herstellung einer Prothese	8
1.6 Der Verbund zwischen Prothesenbasis und Prothesenkunststoffzahn	10
1.7 Löslichkeitsverhalten der Kunststoffe in Flüssigkeiten	17
1.8 Die Kaukraft	19
2 Zielstellung	21
3 Material und Methodik	22
3.1 Untersuchungen zur Bestimmung des Haftverbundes	22
3.1.1 Herstellung der Probekörper	22
3.1.2 Methode zur Bestimmung der Haftkraft zwischen Prothesenbasis und Kunststoffzähnen	27 27
3.2 Flächenbestimmung der Basis der Kunststoffzähne	29
3.3 Untersuchungen zur Flüssigkeitsaufnahmefähigkeit der Kunststoffzähne	30
3.3.1 Vorbereitung der Probekörper	30
3.3.2 Wiegen der Probekörper	31
3.4 Statistische Auswertungen	32
4 Ergebnisse	33
4.1 Haftverbundergebnisse	33
4.1.1 Haftverbund der Vita-Zähne	33
4.1.2 Haftverbund der Ivoclar-Zähne	34
4.1.3 Haftverbund mit Kallocryl A®	36
4.1.4 Haftverbund mit PalaXpress®	37
4.1.5 Haftverbund mit Paladon®65	38

4.2 Bruchflächenanalyse	39
4.3 Flächenvergleiche	42
4.4 Verhalten der Kunststoffzähne in Flüssigkeiten	42
4.4.1 Verhalten der Kunststoffzähne in Wasser	42
4.4.2 Verhalten der Kunststoffzähne im Haftvermittler	43
4.4.3 Verhalten der Kunststoffzähne im Monomer des Kallocryl A®	46
4.4.4 Verhalten der Kunststoffzähne im Monomer des PalaXpress®	47
4.4.5 Verhalten der Kunststoffzähne im Monomer des Paladon®65	48
5 Diskussion	50
5.1 Kritische Wertung von Material und Methode	50
5.2 Diskussion der Ergebnisse	55
6 Zusammenfassung	61
7 Literaturverzeichnis	63
8 Thesen	71

Verzeichnis der Abkürzungen und Symbole

DIN	Deutsche Industrienorm
ISO	Internationale Organisation für Normung
MMA	Methacrylsäuremethylester
p	Irrtumswahrscheinlichkeit
PMMA	Polymethacrylsäuremethylester
®	geschütztes Warenzeichen
SPSS	Statistical Package for the Social Science

1 Einleitung

Ein gepflegtes natürliches Gebiss spielt eine große Rolle für die Lebensqualität der Menschen (ZITZMANN, 2004).

Die Zähne dienen der Nahrungszerkleinerung und sind somit ein Teil des Kauorgans. Desweiteren sind sie für die Artikulation im Sinne der Kommunikation in Form von Sprechen und Singen notwendig. Fehlen die natürlichen Zähne, sind diese Funktionen nur mit zum Teil deutlichen Einschränkungen durchführbar (FUHR et al., 1990). Hinzu kommt die wichtige Funktion der Ästhetik der Zähne, welche einen immer wichtigeren Aspekt in unserer modernen Gesellschaft darstellt.

Trotz der Erkenntnis über die Bedeutung der Prophylaxe und der Entwicklung neuer Therapiemethoden zum Zahnerhalt, ist in der älteren Patientengruppe (65-74 Jahre) der Anteil der Lückengebisse und der zahnlosen Patienten mit 24 Prozent hoch (ZITZMANN, 2004). Für die Rehabilitation gilt der herausnehmbare Zahnersatz als Standard. Zumeist dienen PMMA-Kunststoffe als Prothesenbasismaterial, auf welche künstliche Zähne platziert werden. Die Keramikzähne, die historisch eingesetzt wurden, können nur mittels mechanischer Retention zum Halten gebracht werden. Sie spielen gegenwärtig nur noch eine untergeordnete Rolle. Die zunächst entwickelten unvernetzten Kunststoffzähne boten einen adäquaten chemischen Verbund zur Prothesenbasis, jedoch nur eine geringe Abrasionsfestigkeit. Die später entwickelten abrasionsstabileren Kunststoffzähne aus hochvernetzten Kunststoffen zeigten wiederum Probleme im Verbund. Daraus resultierten oftmals Reparaturen, eine unangenehme Situation für Patient, Zahnarzt und Zahntechniker.

1.1 Geschichtliche Entwicklung der Prothesenkunststoffe in der Zahnmedizin

Bereits in der Antike versuchte man, verloren gegangene Zähne in Funktion und Form nachzuahmen. Man unternahm erste Versuche Zahnprothesen zu entwickeln, indem man natürliche Zähne an einem Metallrahmen befestigte und diesen in den Mund einsetzte (HOFFMANN-AXTHELM, 1985).

In der Zeit des Mittelalters schnitzte man Prothesen aus Elfenbein, Knochen oder Holz (GROSS, 1979).

Mit der Industrialisierung wurde es möglich, Materialien aus der Natur effektiv zu verarbeiten und somit nutzbar zu machen. Zur Prothesenherstellung nutzte man als Ausgangsmaterial das gummiähnliche Naturmaterial Kautschuk. Mit der Entwicklung der Kautschukvulkanisation durch GOODYEAR 1839, der Verbindung des Kautschuks mit Schwefel, konnten die physikalischen Eigenschaften des Rohkautschuks wesentlich verbessert werden (DEMISCH, 1948). Die Zahnärzte nutzten diese Methode zur Prothesenherstellung in Kombination mit Keramikzähnen. Mitte der zwanziger Jahre des 20. Jahrhunderts gelang dem Chemiker STAUDINGER das gemeinsame Bauprinzip zahlreicher Natur- und Kunststoffe zu erkennen (DEWEIN, 1958). Diese Ergebnisse waren der Beginn der modernen Kunststoffchemie. Zahlreiche Kunststoffe wurden entwickelt, die aber aufgrund ihrer ungünstigen Materialeigenschaften zunächst nicht für zahnärztliche Zwecke zu verwenden waren. Den Durchbruch schaffte RÖHM, der die von REDTENBACHER bereits 1840 entwickelte Acrylsäure weiter untersuchte. Er synthetisierte Methylmethacrylat, aus dem durch Polymerisation das Polymethylmethacrylat (PMMA) entsteht (JANDA, 2000). Im Jahr 1930 meldete BAUER sein Patent zur Herstellung von Zahnprothesen aus PMMA an, welches im Jahr 1936 durch die Firma Kulzer & Co. (Bad Homburg) nach dem sogenannten „Paladon®-Verfahren“ zur Marktreife geführt wurde (SCHMIDT, 1978). Damit konnte das Polymethylmethacrylat als Werkstoff die grundlegenden Anforderungen an ein Prothesenmaterial erfüllen. Die Verarbeitung war einfach, da in vielen Schritten die bisherige Kautschuktechnologie eingesetzt werden konnte und die erzielten mechanischen Eigenschaften gut waren. Die ästhetische Wirkung der hergestellten Prothesen war zufriedenstellend (RÖLLECKE, 1999). Im zeitlichen Verlauf wurden weitere Prothesenmaterialien entwickelt, wie z.B. Polyamide, Polyurethane, Polycarbonate oder Polyacetale. Diese Materialien wurden im Spritzgussverfahren verarbeitet. Jedoch konnten sie sich im Vergleich mit den Polymethylmethacrylaten in der Regelversorgung nicht als Prothesenkunststoffe durchsetzen.

1.2 Aktuelle gebräuchliche Prothesenkunststoffe

In der Herstellung von Prothesenkunststoffen dominiert heute nach wie vor der Werkstoff Polymethylmethacrylat (DEWEIN, 1958; JANDA, 1997; WELKER und LENZ, 1997; WELKER, 1998).

Nach dem Flüssigkeits-Pulver-Verfahren ergibt sich im Verlauf eine Polyreaktion, die Polymerisation des Methylmethacrylats mit dem Polymethylacrylat. Das Methylmethacrylat liegt in Form einer Flüssigkeit vor, das sogenannte Monomer. Es reagiert mit dem vorpolymerisierten Material in Form des Pulvers.

Das Monomer ist der Methylester der Methacrylsäure (MMA), eine farblose Flüssigkeit mit einem Siedepunkt von 100,3°C (KÖRBER und LUDWIG, 1993). Der Flüssigkeit sind Vernetzer, Stabilisatoren und UV-Stabilisatoren zugefügt. Das Hydrochinon ist ein häufig verwendeter Stabilisator, das eine spontane Kettenreaktion als Radikalfänger verhindert (JANDA, 2000).

Das Polymer ist der vorpolymerisierte Polymethacrylsäuremethylester (PMMA). Es kann in Form von Splittern oder Perlen pulverförmig vorliegen. Es ist in seinem Monomer löslich. Des Weiteren sind dem Pulver Farbpigmente zugefügt. Das Anmischen eines Kunststoffteiges ist aus Flüssigkeit und Pulver möglich, meist in einem Verhältnis von 1 zu 2 bzw. 3 Teilen (JANDA, 2000). Das flüssige Monomer löst die Oberfläche des PMMA-Pulvers an, man spricht vom sogenannten Anquellprozess. Der Kunststoffteig lässt sich in diesem Zustand gut verarbeiten. Er kann entweder modelliert, gestopft, gespritzt oder auch gegossen werden. Anschließend erfolgt der Polymerisationsprozess. Der Kunststoff härtet aus.

Die Polymerisation ist eine Kettenreaktion, für die Startermoleküle, sogenannte Initiatoren oder Katalysatoren, benötigt werden. Startermoleküle verbrauchen sich in der chemischen Reaktion, Katalysatoren setzen lediglich die Aktivierungsenergie herab, werden aber nicht verbraucht. Die Polymerisation setzt sich aus Kettenstart, ausgelöst durch Initiator oder Katalysator, Kettenwachstum und Kettenabbruch zusammen.

Die Startermoleküle bilden unter Einwirkung von Energie reaktive Moleküle, sogenannte freie Radikale (JANDA, 2000). Das Initiatorradikal reagiert mit einem freien Monomermolekül zu einem neuen Radikalmolekül, welches wiederum die

Doppelbindung eines weiteren Monomermoleküls angreifen kann. Das Kettenwachstum beginnt. Man spricht von radikalischer Polymerisation. Die Energie kann in Form von Wärme, Licht oder chemischer Energie zugeführt werden. Die Kettenreaktion verläuft solange, wie freie Radikale miteinander reagieren. Wenn keine oder zu wenige Monomere vorliegen, kommt die Reaktion zum Erliegen. Dieses wird als Kettenabbruch bezeichnet. Die nichtverbrauchten Monomere verbleiben als Restmonomer im Reaktionsgemisch. Heißpolymerisate behalten einen Restmonomergehalt von unter 1 Prozent und Kalt- bzw. Autopolymerisate zwischen 2 bis 3 Prozent (MARXKORS et al., 2008).

Insgesamt kommt es innerhalb der Polymerisation zu einer Volumenkontraktion, auch Schrumpfung oder Schwindung genannt. Reines Methylmethacrylat kann eine Schrumpfung bis zu 21 Vol.-% erreichen (JANDA, 1990). Durch die Anwendung des Flüssigkeits-Pulver-Verfahren in der Zahntechnik konnte die Polymerisations-schrumpfung auf 5 bis 7 Vol.-% reduziert werden (MARXKORS et al., 2008). Durch Änderungen der Materialzusammensetzung und der Verarbeitungstechnologie bemüht man sich, diesen Wert weiter zu senken (JANDA, 1997).

Die Prothesenkunststoffe lassen sich geringfügig in ihrer Zusammensetzung, deutlich jedoch in ihren Verarbeitungstechnologien unterscheiden.

1.2.1 Die Heißpolymerisation

Heißpolymerisate polymerisieren unter Wärmeeinwirkung. Die Reaktion kann in Heißluft (Wärmeschrank) oder im kochenden Wasser (Wasserbad) erfolgen. Ein typischer Initiator ist das Dibenzoylperoxid (DBPO), welches dem Pulver zugefügt ist. Das DBPO zerfällt bei einer Temperatur von ca. 70°C in seine Radikale, die den Verbrauch des Stabilisators durch Oxidation, z.B. Hydrochinon zu Chinon, bewirken. Das Radikal wird zu Benzoesäure reduziert. Wenn der Stabilisator vollständig verbraucht ist, beginnt die Polymerisation, indem die Radikale des DBPO an den Doppelbindungen des Monomers angreifen. Es entstehen keine Nebenprodukte. Das Kettenwachstum kann beginnen (GROß, 1977).

Je nach eingesetzter Methode wird der angerührte Monomer-Polymer-Kunststoffteig nach dem Pressen in der Küvette im Wasserbad langsam erwärmt, z.B. auf 70°C. Für eine bestimmte Zeit bei dieser Temperatur gehalten und danach die Temperatur des Wasserbades auf 95°C erhöht sowie abschließend langsam auf Raumtemperatur abgekühlt. Zu rasches Abkühlen führt zum Spannungsaufbau innerhalb des Kunststoffes (JANDA, 1997). Durch diese geschickte Temperaturführung wird die Reaktionsgeschwindigkeit bestimmt und damit auch die Anzahl der Initiatoren und die Zahl der Startreaktionen. Nach dem Umsatz der größten Monomermenge kommt es zu einer Verlangsamung des Polymerisationsprozesses. Mit Erhöhung der Temperatur des Wasserbades nimmt die Beweglichkeit der noch freien Monomermoleküle zu und damit wird die Anlagerung des Monomers an die noch freien Polymerradikale verstärkt. Somit wird eine möglichst vollständige Umsetzung des Monomers in das Polymer erreicht und der Restmonomergehalt ist dadurch sehr gering. Bei den Heißpolymerisaten liegt der Restmonomergehalt unter 1 Prozent (MARXKORS et al., 2008).

Die Langzeit-Tieftemperatur-Polymerisation wurde als eine weitere Variante empfohlen. Von ihr versprach man sich eine größere Kettenlänge. Dadurch sollten die mechanischen und vor allem biologischen Qualitäten des Materials verbessert werden (JAKSTAT, 2008).

Eine zeitlich stark verkürzte Form der Heißpolymerisation stellt die Mikrowellenpolymerisation dar. Die Aushärtung, die innerhalb von Minuten möglich wird, erfolgt in besonderen verschraubbaren, mikrowellendurchlässigen und bruchfesten Küvetten, die eine definierte Wärmeleitfähigkeit besitzen (WELKER und LENZ, 1997). Nach MARXKORS et al. (2008) konnte sich dieses System allerdings nicht in der Zahntechnik durchsetzen.

1.2.2 Die Kaltpolymerisation

Die Kaltpolymerisate polymerisieren bereits bei Raumtemperatur, sobald Monomer und Polymer miteinander vermischt sind. Die früheren Produkte der Kaltpolymerisate waren in ihren Eigenschaften nicht optimal. Sie waren nicht farbstabil und hatten hohe

Restmonomergehalte. Dies lag an ihrer chemischen Zusammensetzung. Der Zerfall des im Pulver vorhandenen Dibenzoylperoxides zu Startradikalen wurde durch Reduktionsmittel, sogenannte Aktivatoren, die dem Monomer zugesetzt waren, herbeigeführt. Dies konnten aromatische tertiäre Amine (z.B. Dimethyl-p-toluidin) oder aromatische Sulfinssäuren sein. Es entstanden Folgeprodukte, die an der Kettenbildung nicht beteiligt waren, aber zu Verfärbungen bei Bestrahlung mit Sonnenlicht oder durch die Mundwärme zu Braunverfärbungen geführt haben. Ebenso war die mechanische Qualität gemindert, da die nicht umgesetzten Beschleuniger als Weichmacher wirkten (GROß, 1977).

Den modernen Kaltpolymerisaten sind seit Mitte der sechziger Jahre des letzten Jahrhunderts Derivate der Barbitursäure (im Pulver) und Kupfer-I-Salze (in der Flüssigkeit) als Aktivatoren beigefügt worden. Dies führte zu einer deutlichen Verbesserung der physikalischen Qualität, verminderte die Verfärbungsneigung und verringerte den Restmonomergehalt. Der Restmonomergehalt liegt zwischen 2 und 3 Prozent. Jedoch verringert sich dieser Wert in Abhängigkeit von der Zeit bei den aktuellen Produkten auf ca. 0,8 Prozent (JANDA, 1997). Zudem kann der Restmonomergehalt durch eine Polymerisation im Wasserbad bei ca. 40°C im Drucktopf verringert werden, da die Abkühlung des Reaktionsgemisches verzögert wird (MARXKORS et al., 2008).

1.3 Die Kunststoffzähne

Die Kunststoffzähne bestanden zunächst meist aus einfachen Polymethylmethacrylaten. Die Herstellung der Kunststoffzähne erfolgte durch die übliche Verbindung von Pulver (PMMA) und Flüssigkeit (MMA). Als Initiator diente Dibenzoylperoxid. Es wurden mittels Pigmente verschieden farbige Teige angefertigt. Diese wurden, bei einigen Herstellern in Handarbeit, geschichtet und anschließend in Zahnformen gepresst und bei Temperaturen zwischen 130°C und 160°C polymerisiert (JANDA, 2000). Auch heute noch wird der Kern dunkler gestaltet und der Dentin- und Schmelzbereich entsprechend heller und transparenter modelliert (KÖRBER und

LUDWIG, 1993). Somit können ästhetisch ansprechende, den natürlichen Zähnen in Farbe und Form nachgestaltete Kunststoffzähne erzielt werden.

Die zunächst aus unvernetzten Kunststoffen hergestellten Zähne konnten jedoch in ihrer Dauerhaftigkeit nicht befriedigen.

Die Abrasionsfestigkeit des PMMA-Kunststoffzahnes kann verbessert werden, indem vernetzte Kunststoffe eingesetzt und der Vernetzungsgrad an der Inzisalfläche bzw. an der Okklusalfläche besonders erhöht wird. Im Bereich der Basis wird schwach- oder unvernetztes Material eingesetzt (EICHNER und LINDEMANN, 1988). Das heißt, der Zahn wird aus Schichten unterschiedlichen Vernetzungsgrades hergestellt. Die Erhöhung des Vernetzungsgrades kann durch Zugabe von hochvernetzten organischen Füllern erfolgen (HEINTZE et al., 2009). Zudem werden anorganische Füllstoffe, sogenannte Mikrofüller, hinzugefügt, um die Härte und Abrasionsfestigkeit weiter zu erhöhen. So ein Mikrofüller ist z.B. hochdisperses Siliziumdioxid.

Seit einigen Jahren werden Kunststoffzähne daher praktisch auch aus Kompositen hergestellt. Anstelle des PMMA-Anteils werden bei den Kompositzähnen von Ivoclar Urethandimethacrylat-Vernetzer eingesetzt, die mittels anorganischer Mikrofüller verstärkt werden, wie zum Beispiel Kieselsäure-Füller. Dadurch wird die Härte und Steifigkeit stark erhöht.

Der Verbund zum Prothesenbasismaterial erfolgt mittels des oberflächlichen AnlöSENS des Kunststoffzahnes durch den Monomeranteil des Prothesenkunststoffes. Die Monomermoleküle dringen in den Zahnhalsbereich ein und bilden bei der Polymerisation mit den Monomeren des Basismaterials ein gemeinsames Polymernetzwerk aus (JANDA, 2000). Je höher der Vernetzungsgrad allerdings ist, desto schwerer kann das AnlöSEN erfolgen und damit den Verbund beeinträchtigen (BRANDT, 2007). Es wird versucht, einen Mittelweg zwischen Vernetzungsgrad und Anlösbarkeit zu finden.

1.4 Der Haftvermittler

Der Haftvermittler soll einen verbesserten Verbund zwischen Prothesenbasis und Kunststoffzahn unterstützen. Hauptsächlich aus Methylmethacrylat bestehend, löst er

die Polymethylmethacrylatstruktur der hochvernetzten Kunststoffzähne an und öffnet damit die Gitterstruktur. Dadurch kann während der Polymerisation des Kunststoffteiges eine chemische Verbindung zwischen Kunststoffzahn und Prothesenbasismaterial entstehen (FUHR et al., 1990; BEUER et al., 2006). Damit die Benetzung nur auf die Kontaktfläche begrenzt bleibt, werden spezielle Haftvermittler mit einer höheren Viskosität angewandt (WELKER, 2000).

1.5 Die Herstellung einer Prothese

Bei der Herstellung von Prothesen gibt es verschiedene technologische Möglichkeiten. Das Grundprinzip, die Prothesenform zunächst aus Wachs zu modellieren, die Kunststoffzähne einzuordnen und anschließend in eine zweiteilige Gipshohlform zu überführen, ist fast immer gleich.

Nach dem Stopf-Press-Verfahren wird der Kunststoffteig in die Gipshohlform gebracht, und in dieser Form gepresst und polymerisiert. Der Begriff Stopfen ist dabei von der Kautschuk-Technologie übernommen worden. Der Gips wird vor dem Einbringen des Teiges isoliert. Dies soll eine bessere Trennung des Gipses vom Kunststoff beim Ausbetten ermöglichen und eine glattere Kunststoffoberfläche ergeben. Zugleich soll der Kunststoff vor Wasser aus dem Gips geschützt werden und ein Eindringen des Monomers in den Gips verhindert werden. Wasser und Monomer zusammen ergeben ein azeotropes Gemisch, welches zu einer Siedepunkterniedrigung führt. Somit können sich unter atmosphärischen Bedingungen bereits ab 78°C Siedebblasen im Kunststoff bilden (WELKER, 2000). Diese Siedebblasen reduzieren den effektiven Querschnitt und damit die mechanische Belastbarkeit (MARXKORS et al., 2008). Das Isoliermittel ist meist auf Alginatbasis beruhend, aber auch Silikone sind möglich. Die Basis der Kunststoffzähne darf nicht mit dem Isoliermittel beschickt werden. Hier soll ein direkter Kontakt zwischen Prothesenkunststoff und Prothesenzahn erreicht werden.

Es wird empfohlen, die Basalfläche der Zähne anzurauen, damit das Monomer aus dem Kunststoffteig besser eindringen kann (WÖSTMANN und SCHULZ, 1989; WELKER, 2000; POSPIECH, 2002). Einige Hersteller empfehlen auch das Einbringen von Rillen mit Hilfe eines speziell dafür entwickelten Fräsinstruments. Damit soll die Oberfläche angeraut

und vergrößert werden, um zugleich einen mechanische Verbund zu erreichen (VALLITTU, 1995; ZUCKERMANN, 2003). Andere empfehlen die Oberflächenkonditionierung mittels Sandstrahlung (CHUNG et al., 1998; MATERNA, 2007; SAAVEDRA, 2007).

Die Zähne basal mit einem Haftvermittler oder mit einem Monomer unmittelbar vor dem Stopfen zu befeuchten, wird teilweise als günstig (SUZUKI et al., 1990; CUNNINGHAM, 2000; WELKER, 2000) teilweise als unnötig (KAWARA, 1991) beschrieben.

Der Kunststoffteig wird in Mengenverhältnissen nach Herstellerangaben aus Pulver und Flüssigkeit angemischt und muss für einige Minuten quellen. Dies wird als Anquellzeit bezeichnet. Anschließend wird der Teig in die Gipshohlform eingebracht. Die Küvettenhälften werden verschlossen und man presst die Küvetten aufeinander bis sich die Metallhälften berühren. Dies geschieht mit langsamer Druckerhöhung in hydraulischen Pressen. Dabei presst sich seitlich eine dünne Schicht des Kunststoffteiges aus der Gipshohlform, die sogenannte Pressfahne. Diese sollte gleichmäßig aus den Küvetten hervortreten und zeigt damit eine komplette Formfüllung an (WELKER, 2000).

Die Kaltpolymerisation wird oftmals im Drucktopf vollzogen. Die Polymerisation sollte im Drucktopf bei 55°C und 2 bar für 20 min erfolgen. Bei einigen Kaltpolymerisaten ist es auch möglich, die Polymerisation allein unter anhaltendem Druck in der Presse durchzuführen.

Eine weitere Methode der Polymerisation ist die Injektionstechnik in Verbindung mit dem Nachpressverfahren. Hierbei werden sowohl Kalt- als auch Heißpolymerisate eingesetzt. Entwickelt wurde diese Methode, um eine sogenannte Bisserrhöhung durch die störende Pressfahne und mögliche Stellungsänderungen der künstlichen Zähne auszuschließen (WELKER, 2000). Weiterhin soll eine optimale Schwundlenkung erreicht werden. Der Kunststoffteig wird in eine bereits geschlossene Hohlform eingepresst, welche mit einem Kunststoffreservoir verbunden ist. Aus diesem ist ein Nachpressen möglich. Damit kann eine deutliche Reduzierung der Polymerisationsschrumpfung erzielt werden. Die weitere Polymerisation erfolgt in Abhängigkeit vom verwendeten Kunststoff: bei Kaltpolymerisaten in einem Überdrucktopf und bei Heißpolymerisaten im Wasserbad oder in der Mikrowelle. Die Polymerisation erfolgt bei den

Heißpolymerisaten bei hohen Temperaturen im Wasserbad nach einem strengen Temperatur-Zeit-Regime (WELKER, 2000). Die Temperatur des Wassers wird ca. 30 min bei 70°C gehalten und dann langsam auf 95°C erhöht und ebenfalls für 30 min gehalten. Anschließend folgt das langsame Abkühlen auf Raumtemperatur.

Die in Wachs modellierten und anschließend in Kunststoff überführten Prothesen werden aus der Gipsform gelöst. Die beabsichtigte Eingliederung in die Mundhöhle erfordert aus biologischen, hygienischen, ästhetischen und bruchmechanischen Gründen eine schrittweise Oberflächenbearbeitung (WELKER, 2000). Durch sorgfältig geglättete Modelloberflächen bereits in der Wachsaufstellung und gute Isolation wird die Oberflächenqualität im Vorfeld begünstigt. Das Abrunden von scharfen Kanten sowie die Grobausarbeitung der Prothesenoberfläche erfolgen mit kreuzverzahnten Hartmetallfräsen oder Stahlinstrumenten. Rotierende Schleifstreifen unterschiedlicher Körnung dienen dem Feinschleifen. Anschließend wird der fertige Zahnersatz mit Feinstschliffsuspensionen bearbeitet, die durch Filzkörper und Bürsten unterschiedlicher Härte am Poliermotor zum Einsatz kommen. Die Feinstschliffsuspensionen bestehen aus Bimsstein oder quarzfreien Austauschpräparaten wie feinstem Elektrokorund und Feldspatabkömmlinge. Zum Abschluss wird eine Hochglanzpolitur durchgeführt. Es erfolgt keine Formveränderung mehr, sondern das Einebnen des Mikroprofils (WELKER, 2000). Polierpasten, die mineralische Stoffe, wie z.B. Magnesiumoxid enthalten, werden mit weichen Stofflappchen, sogenannten Schwabbeln, aufgetragen.

1.6 Der Verbund zwischen Prothesenbasis und Prothesenkunststoffzahn

Der Verbund zwischen Prothesenbasis und Kunststoffzahn ist ein Schwachpunkt in der Herstellung bzw. im Gebrauch von herausnehmbarem Zahnersatz. Ein verlorengegangener Prothesenzahn zählt nach Schätzungen mit einem Anteil zwischen 20 und 33 Prozent zu den häufigsten Reparaturarbeiten in der Zahntechnik (SPRATLEY, 1987; CUNNINGHAM, 1993; DARBAR et al., 1994; BARPAL et al., 1998; MENG et al., 2010). Hierzu wurden verschiedene experimentelle Untersuchungen durchgeführt.

Die ersten entwickelten Kunststoffzähne benötigten keinen mechanischen Verbund zwischen Prothesenbasis und Prothesenzahn. Diese Zähne waren unvernetzt und das Monomer des Kunststoffteiges konnte den Prothesenzahn ungehindert anlösen- er wurde anpolymerisiert. Allerdings zeigten diese Prothesenzähne bald den entscheidenden Nachteil der geringen Qualität. Die Weiterentwicklung durch Vernetzung brachte eine deutlich verbesserte Abrasions- und Farbbeständigkeit, aber den Nachteil der deutlich verschlechterten Haftfestigkeit. So führten RINK et al. (1982) am Beispiel der Keracryl-7[®]-Zähne Versuche durch, bei denen der chemische und mechanische Verbund kombiniert wurde. Sie brachten pilzförmige bzw. leistenförmige Retentionen mittels einer entsprechenden Fräse in die basale Fläche der Zähne ein und verglichen Kaltpolymerisate mit Heißpolymerisaten. Die Heißpolymerisate waren den Kaltpolymerisaten auch ohne Retentionen in der Haftfestigkeit zwischen Kunststoffzahn und Prothesenbasis überlegen.

Eine angeraute Basalfläche der Kunststoffzähne verbesserte in den Versuchsreihen von FLETCHER et al. aus dem Jahr 1985 die Haftkraft zur Prothesenbasis aus PMMA deutlich.

Bei CLANCY und BOYER (1989) bestätigte sich der günstigste Verbund zwischen den Standardacrylzähnen und dem Heißpolymerisat als Prothesenbasis. Dort kam es ausschließlich zu kohäsiven Brüchen innerhalb des Prothesenbasismaterials. Kohäsiv bedeutet hier, dass das Monomer des Prothesenkunststoffes in die Polymernetzwerkstruktur des Kunststoffzahnes eingedrungen ist und mit diesem ein gemeinsames Netzwerk gebildet hat. Die schwächste Haftkraft wurde bei der Lichtpolymerisation gemessen. Hier und auch bei der Kaltpolymerisation löste sich der Verbund adhäsiv. Es bestand also keine gemeinsame Polymernetzwerkstruktur. Alle Zugversuche wurden nach 24-stündiger Thermozyklierung durchgeführt.

Auch CARDASH et al. (1990) erzielten einen verbesserten Verbund durch mechanische Retentionen lingual in den Frontzähnen. Sie frästen in die Lingualfläche von Schneidezähnen und Eckzähnen 3 mm apikal der Inzisalkante eine 2 mm breite bzw. tiefe Rille mesiodistal horizontal und im weiteren Drittel der Versuchszähne vertikal ein. Beim letzten Drittel rauten sie die Basalfläche an. Die Polymerisation erfolgte mit einem schnellhärtenden Standardpolymerisat und mit einem Heißpolymerisat. Den

effektivsten Verbund erhielt man mit der Heißpolymerisation und den vertikalen Retentionen, insbesondere bei den Eckzähnen.

GEERTS und JOOSTE (1990) verglichen den Verbund zwischen mikrowellengehärtetem Heißpolymerisat und einem im konventionellen Wasserbad gehärtetem Heißpolymerisat mit Prothesenkunststoffzähnen. Der Verbund des Mikrowellen-Heißpolymerisats war signifikant höher als bei dem klassischen Heißpolymerisat. Das Bestreichen der Basalfläche der Zähne mit einem Monomer konnte den Verbund noch steigern.

Untersuchungen von SUZUKI et al. (1990) verglichen den Verbund der Prothesenbasis mit konventionellen Acrylzähnen und mit hochvernetzten Kunststoffzähnen. Es kamen zwei verschiedene Haftvermittler zur Anwendung, die 4-META (Methacryloxyethyl Trimellitic Anhydrid) enthielten. Die Penetration dieser Haftvermittler in den jeweiligen Kunststoffzahn wurde mittels Einfärbung sichtbar gemacht. Es zeigte sich, je geringer die Penetration des Haftvermittlers ist, desto höher ist die Härte des Zahnes. Das Entfernen eines Alginatüberschusses vom Isoliervorgang zwischen Basismaterial und Prothesenzahn sowie die Anwendung von Haftvermittler verbesserten den Verbund bei den hochvernetzten Kunststoffzähnen deutlich.

KAWARA et al. (1991) untersuchten ebenfalls neue und traditionelle Kunststoffzähne mit der Kalt-, Heiß- und Lichtpolymerisation. Der beste Verbund zwischen Zahn und Prothesenbasismaterial wurde bei den traditionellen, also niedrig vernetzten, Zähnen in Kombination mit der Heißpolymerisation erzielt. Es erfolgten keine mechanische Retention und keine Anwendung eines Haftvermittlers.

CLANCY et al. 1991 untersuchten ein Heißpolymerisat und zwei Lichtpolymerisate mit zwei verschiedenen Typen von Kunststoffzähnen, nämlich Standard-Acryl-Zähne und abrasionsstabile, hochvernetzte Zähne. Das Heißpolymerisat dominierte im Verbund im Vergleich mit den Lichtpolymerisaten. Der Verbund mit den Standardacrylzähnen war im Allgemeinen besser als mit den hochvernetzten Kunststoffzähnen.

Im Jahr 1993 erstellte CUNNINGHAM eine Literaturübersicht über Reparaturen an Zahnprothesen. Er unterschied zwischen dem Bruch der Prothesenbasis und der mangelnden Haftfestigkeit der Prothesenzähne auf der Prothesenbasis. Infolge der Atrophie des Alveolarkammes entstehen ungünstige Kräfteverhältnisse an bzw. in der Prothese und aufgrund dieses Ungleichgewichts kommt es zu einem Bruch der Basis.

Die mangelnde Haftfestigkeit der Zähne resultiert aus der unterschiedlichen Oberflächenbeschaffenheit der künstlichen Zähne und den strukturellen Unterschieden der Prothesenmaterialien. Verschiedene Prüfmethode untersuchen unterschiedliche Kräfte, wie die Scherkraft und die Zugkraft. Nach CUNNINGHAM wäre es günstiger, eine international standardisierte Methode zu finden, um die Ergebnisse vergleichbarer zu machen.

In einer finnischen Studie (VALLITTU, 1995) wurde die Basalfläche der Prothesenkunststoffzähne unterschiedlich vorbereitet. Die Zähne blieben unbehandelt, wurden mit Sandpapier behandelt, wurden geschliffen und zwei Rillen eingefräst oder sie wurden geschliffen und eine zentrale Bohrung in die Basalfläche eingebracht. Bei allen Versuchszähnen wurde das Monomer MMA basal aufgetragen und die Zähne für 180 Sekunden mit dem Monomer feucht gehalten. Dann folgte die Übertragung in den Prothesenkunststoff mittels Kalt- und Heißpolymerisation. Die besten Verbundergebnisse konnten bei den Zähnen mit der zweifachen Rillen-Retention sowohl bei der Kalt-, als auch bei der Heißpolymerisation erzielt werden. Zwischen den Heißpolymerisaten und den Kaltpolymerisaten bestand im Haftverbund kein signifikanter Unterschied.

CUNNINGHAM und BENNINGTON beschrieben 1996, dass die Kontamination der Basalfläche der Zähne mit Alginat keinen signifikanten Einfluss auf den Verbund hat. Entscheidender ist das Verbleiben von Wachsresten. Dieses kann zu einer deutlichen Minderung der Haftfestigkeit und zum Verlust des Prothesenzahnes führen.

Eine weitere Studie (VALLITTU und RUYTER, 1997) verglich Autopolymerisate mit Heißpolymerisaten bei unterschiedlichen Polymerisationstemperaturen. Die Probekörper wurden nach der Polymerisation zunächst in dünne Scheiben geschnitten und unter dem Lichtmikroskop untersucht. Anschließend erfolgte die Oberflächenbehandlung dieser Schnittstellen mit flüssigem Tetrahydrofuran zum Sichtbarmachen des gemeinsamen Polymernetzwerkes von Kunststoffzahn und Basismaterial unter dem Elektronenmikroskop. Die Ergebnisse zeigten, dass eine höhere Polymerisationstemperatur eine tiefere Durchdringung des Zahnes mit Monomer bewirkt und somit den Verbund zwischen Prothesenzahn und Prothesenbasis deutlich verbessert. In dieser Untersuchung wurde die höchste Durchdringung des Monomers bei den Heißpolymerisaten gefunden.

BARPAL et al. (1998) verglichen den Haftverbund zwischen zwei Kunststoffen mit hochvernetzten Kunststoffzähnen bei unterschiedlicher Vorbearbeitung der Basalfläche der Zähne durch Anwendung eines Monomers, Anrauen der Basalfläche oder durch Einfügen von makromechanischen Retentionen. Sie stellten fest, dass die Anwendung eines Monomers die Haftkraft verbessern kann. Jedoch beschrieben sie auch, dass die verschiedenen Variablen unterschiedlich an den verschiedenen Kunststoffen wirken.

CUNNINGHAM und BENINGTON (1999) beschrieben, dass das Abschleifen oder das Ziehen von Rillen keine signifikante Verbesserung im Haftverbund bringen.

In einer weiteren Arbeit von CUNNINGHAM (2000) wurden die Scherkräfte bei Heiß- und Lichtpolymerisaten unter Anwendung eines Haftvermittlers untersucht. Sie bestätigte das Ergebnis älterer Untersuchungen, wonach der Verbund durch Anwendung eines Haftvermittlers bei Heißpolymerisaten verbessert werden konnte. Der Haftvermittler wirkte als Lösungsmittel an der Basalfläche des Kunststoffzahnes und erhöhte das Diffundieren des Monomers des Prothesenbasismaterials. Die Anwendung des Haftvermittlers bei den Lichtpolymerisaten verringerte die Haftfestigkeit um ein Viertel im Vergleich zu den Heißpolymerisaten.

SCHNEIDER et al. (2002) verglichen die Haftkraft bei der konventionellen Heißpolymerisation und der Mikrowellenpolymerisation unter Anwendung vier verschiedener Fabrikate von Prothesenkunststoffzähnen. Für die Heißpolymerisation wurden höhere Haftwerte verzeichnet. In Abhängigkeit vom Zahntyp variierten die Haftkraftwerte auch innerhalb einer Polymerisationsgruppe. Bei der Mikrowellenpolymerisation kam es eher zu einem adhäsiven Verbund, bei der Heißpolymerisation eher zu einem kohäsiven.

Im Jahr 2003 setzte sich ZUCKERMAN ebenfalls mit dem Haftverbund auseinander. Die Prothesenkunststoffzähne wurden teilweise modifiziert. Man fräste eine Rille an der lingualen Zahnseite im basalen Bereich und erhielt damit eine hervorstehende Kante und eine Nut. Beim Versuch, den Verbund zu lösen, kam es bei den vorbereiteten Zähnen zu einem Bruch innerhalb der Zähne. Bei den nichtpräparierten Zähnen löste sich der Verbund Kunststoffzahn-Prothesenbasismaterial. Das heißt, die mechanische Retention erhöhte die Haftkraft.

Entgegen Ergebnissen in anderen Studien zeigten BEUER et al. (2006), dass eine Konditionierung der Basalfläche der Kunststoffzähne mit einem Haftvermittler oder mit Monomer keinen besseren Verbund bei der Kaltpolymerisation bewirkt. Vielmehr sahen sie, dass nur die mechanische Retention bzw. mindestens das Anrauen der Basalfläche eine sinnvolle Vorbehandlung der Prothesenkunststoffzähne darstellt. Der Haftvermittler bzw. das Monomer dient lediglich der Reinigung der basalen Zahnfläche.

Von MATERNA (2007) wurde der Einfluss der Oberflächenbehandlung der Prothesenzähne auf die Verbundfestigkeit untersucht. Die Oberfläche der Kunststoffzähne wurde sandgestrahlt und mit Konditionierflüssigkeiten weiter bearbeitet. Zum Teil erfolgte die Anwendung eines Haftvermittlers. Außerdem prüfte er, ob lichthärtende Klebetechniken den herkömmlichen Reparaturverfahren von PMMA mittels Kaltpolymerisat gleichwertig sind. Er stellte fest, dass das Anpolymerisieren von unbehandelten Prothesenzähnen an den Kunststoff nicht den Anforderungen entspricht. Eine Aufrauung und Konditionierung der Zahnoberfläche sollte erfolgen. Desweiteren waren Reparaturen unter Einsatz des Rocatec Systems (Silikatisierung der Oberfläche mittels kinetischer Energie) und auch mit Hilfe des Hereaus Kulzer Connectors (lichthärtender Konditionierer) im Vergleich mit der Reparatur mit einem Kaltpolymerisat unterlegen.

BRANDT (2007) verglich die DIN 13 914 von 1987 mit der DIN EN ISO 3336 von 1996 für die Verbundfestigkeit von Kunststoffzähnen im Prothesenkunststoff. Die bis 1996 in Deutschland gültige DIN-Norm beinhaltet einen quantitativen Dreipunkt-Biegeversuch, die seitdem bestehende Norm ist ein qualitativer Zugversuch. Die Verbundfestigkeitsprüfung nach DIN 13 914 ist anfällig für Fehler in der Prüfkörperherstellung und Versuchsdurchführung, welche laut BRANDT mittels einfacher Maßnahmen weitgehend vermeidbar sind. Der Versuchsaufbau hat aufgrund des hohen Anteils von Brüchen mit adhäsiver Beteiligung jedoch eine gute Validität. Diese Verbundfestigkeitsprüfung unterschied gut die unterschiedlichen Verbundeigenschaften von zwei Zahnfabrikaten. Nach BRANDT hat die Verbundfestigkeitsprüfung nach DIN EN ISO 3336 eine ungenügende Validität. Der Versuchsaufbau fördert kohäsive Brüche, indem er den Bruch im Bereich der Schneidekante des Zahnes festlegt und somit relativ entfernt von der eigentlichen

Verbundfläche liegt. Damit wird eher die Festigkeit des Zahnes an sich bestimmt und nicht die Verbundfestigkeit zwischen Zahn und Prothesenmaterial. Diese Prüfmethode konnte die unterschiedlichen Verbundeigenschaften zweier Zahnfabrikate nicht zeigen. In einer weiteren Studie (SAAVEDRA et al., 2007) wurde ebenfalls der adhäsive Verbund zwischen Prothesenbasis und Prothesenkunststoffzahn untersucht. Die Oberfläche der Zahnbasis wurde verschiedentlich konditioniert. In der ersten Gruppe verblieb nur die plan geschliffene Zahnbasis. In den weiteren Gruppen kam nach dem Einebnen der Basalfläche der Zähne ein Haftvermittler zur Anwendung. Ergänzend wurde in der dritten Gruppe die Basalfläche sandgestrahlt. In der vierten Gruppe wurden die Sandstrahlung und der Haftvermittler kombiniert. In allen vier Gruppen erfolgte die Heißpolymerisation. Nach der Polymerisation wurden die Gruppen nochmals unterteilt und die Haftkraft zum einen nach Trockenlagerung bzw. nach Thermozyklierung für 60 Tage bestimmt. Die Ergebnisse sprechen für die Anwendung des Haftvermittlers, welcher den Verbund zu erhöhen scheint. Die Wasserkontamination während der Thermozyklierung verringerte den Haftverbund. In den Untersuchungen von CHUNG et al. (2007) konnte der höchste Haftverbund zwischen der Prothesenbasis und Kunststoffzähnen nach Anrauen und Bearbeitung der Basalflächen der Zähne mit Sandstrahlung und anschließender Heißpolymerisation erzielt werden. MENG et al. (2010) untersuchten die Haftkraft zwischen Kunststoffzähnen und vier verschiedenen Autopolymerisaten bei Bruchreparatur nach unterschiedlicher Bearbeitung der Oberflächen sowie vor und nach Thermozyklierung. Sie fanden heraus, dass im Vergleich mit dem alleinigen Anrauen der Basalflächen der Zähne, die Anwendung eines Haftvermittlers und makromechanische Retentionen den Haftverbund erhöhen können. Stressbelastung hat keinen signifikanten Einfluss auf den Haftverbund zwischen Prothesenbasis und Kunststoffzähnen. In der Arbeit von KURT et al. (2011) konnten die besten Verbundergebnisse nach Anwendung eines Wachslösers und dem Auftragen eines MMA-Monomers erreicht werden.

1.7 Löslichkeitsverhalten der Kunststoffe in Flüssigkeiten

Kunststoffe, die in der Zahnmedizin ihre Anwendung finden, sind kontinuierlich einer Feuchtigkeitskontamination ausgesetzt (MOISEENKO, 2007). Diesbezüglich wurden zahlreiche Untersuchungen durchgeführt, die die Aufnahme von Wasser und die Löslichkeit in Wasser betrachten. Die Menge der Löslichkeit in Wasser bzw. die Wasseraufnahme der Kunststoffe wird von der Monomer- und Polymerstruktur bzw. vom Kristallinitäts- und Vernetzungsgrad bestimmt (JANDA, 2000).

Acrylate nehmen Wasser nur im geringen Umfang bis ca. 2,5 Vol.-% auf (WELKER, 2000; MARXKORS et al., 2008). Dabei kommt es zur Quellung. Bei Austrocknung kommt es zu einer Schrumpfung. Wiederholtes Quellen und Austrocknen führt zu einer sogenannten Craquelierung, d.h. es entstehen Risse in den oberflächlichen Schichten des Prothesenkunststoffes.

Mit bis zu 0,6 m% sind die Acrylate nur in geringem Maße in Wasser löslich (WELKER, 2000).

Zahlreiche Untersuchungen zur Wasseraufnahme und Löslichkeit in Wasser wurden für Füllungsmaterialien durchgeführt. Allgemein wurde festgestellt, dass die Quellung des Kunststoffes durch die Wasseraufnahme die Polymerisationsschrumpfung zumindest anteilig ausgleichen kann (BRADEN und CLARKE, 1984).

Weitere Untersuchungen wurden für PMMA-Prothesenbasismaterialien durchgeführt. FINGER (1975) stellte fest, dass Wasser ähnlich wie der Zusatz von Weichmachern oder das Vorhandensein von Restmonomer das molekulare Gefüge der Kunststoffe auflockert und eine verringerte Steifigkeit zur Folge hat.

Nach den Ergebnissen der Langzeituntersuchung von SCHWICKERATH (1980) wurde festgestellt, dass Wasser in die Oberfläche von PMMA eindringt und die naheliegenden Poren ausfüllt. Der Hauptanteil der Wasseraufnahme geschieht in den ersten 14 Tagen und wird nach 200 Tagen als abgeschlossen betrachtet. Er kontrollierte die PMMA-Proben im Verlauf von 5 Jahren nach und konnte feststellen, dass kein vollständiges Durchdringen durch das Wasser erfolgt war und die inneren Porositäten nicht mit Wasser ausgefüllt waren.

Immer wieder versuchte man, die Eigenschaften der Kunststoffe zu verbessern. Zum Beispiel untersuchte BARSBY (1992) Polyisobutylmethacrylat. Dieses Material nimmt

nur in geringen Maßen Wasser auf, allerdings bei schlechteren mechanischen Eigenschaften und der geringen Glasübergangstemperatur. Als Zusatz zum klassischen Prothesenkunststoffmaterial könnte es die Wasseraufnahme reduzieren.

SZABÓ et al. (1994) kamen in ihren Untersuchungen zu dem Ergebnis, dass die Werte für die Wasserlöslichkeit und für die Wasseraufnahme für Heißpolymerisate deutlich geringer waren als die Werte für die Kaltpolymerisate.

Ergänzt man das Monomer eines klassischen Autopolymerisats mit vernetzten Agenzien, so beeinflusst dies die Wasseraufnahme des Prothesenbasismaterials. Bezüglich der Wasserlöslichkeit wird diese geringer, je größer der Anteil der vernetzten Zusätze (ARIMA et al., 1996).

TAKAHASHI et al. (1998) untersuchten Unterfütterungsmaterialien und wiesen nach, dass die Lagerung in Wasser die Biegefestigkeit reduziert. Der Einfluss verringerte sich, wenn die Wasseraufnahme unterbunden wurde.

In der Studie von CUCCI et al. (1998) wurden die Wasseraufnahme und -löslichkeit von den zwei Autopolymerisaten Duraliner II (Reliance Dental Mfg. Co, Worth, USA) und Kooliner (Coe Laboratories, Inc., Chicago, USA) sowie dem Heißpolymerisat Lucitone 550 (Dentsply International Inc., York, USA) untersucht. Das Autopolymerisat Duraliner II zeigte erheblich niedrigere Wasseraufnahmewerte als die beiden anderen Kunststoffe.

WONG et al. (1999) überprüften die Dimensionsstabilität bei Heißpolymerisaten, welche nach der Polymerisation im Wasserbad, feucht, und im Wärmeofen, also trocken, auf Raumtemperatur abgekühlt wurden. Es zeigten sich keine signifikanten Unterschiede bei der Schrumpfung. Die Wasseraufnahme war bei beiden Verfahren gering und zeigte ebenfalls keine signifikanten Differenzen. Die damit verbundene Expansion konnte die Polymerisationsschrumpfung nicht kompensieren.

Inwieweit die Wasseraufnahme, die Löslichkeit in Wasser und die Dimensionsstabilität durch Zusatz von kurzen Glasfaseranteilen beeinflusst werden können, war Inhalt der Tests von POLAT et al. (2003). Zum Vergleich standen das Injektionsverfahren und das Stopf-Press-Verfahren. Die Wasseraufnahme und -löslichkeit war beim Injektionsverfahren geringer. Die Dimensionsstabilität wurde nicht von der Beimengung der Glasfaseranteile beeinflusst.

PFEIFFER und ROSENBAUER (2004) untersuchten vier verschiedene hypoallergene Prothesenkunststoffe auf Restmonomergehalt, Wasseraufnahme und Löslichkeit in Wasser und verglichen diese mit den Ergebnissen des Heißpolymerisats Paladon®65 (Heraeus Kulzer, Hanau, Deutschland). Die Wasseraufnahme war bei dem hypoallergenen Promysan® (Pedrazzini Dental Technologie, München, Deutschland) signifikant geringer als beim PMMA-Kunststoff. Die Wasserlöslichkeiten aller Kunststoffe ergaben keinen signifikanten Unterschied.

2008 fügten VUORINEN et al. dem PMMA-Prothesenkunststoff PalaPress® (Heraeus Kulzer, Hanau, Deutschland) sogenannte Rigid Rod Polymer (RRP) Partikel (Parmax Mississippi Polymer Technologies, Inc., Bay Saint Louis, USA) in verschiedenen Mengen hinzu. Sie bestimmten die Oberflächenhärte, die Wasseraufnahme und Wasserlöslichkeit sowie die Durchdringungstiefe des Fillers. Trotz der guten mechanischen Eigenschaften des RRP ergab sich keine Verbesserung der Eigenschaften des Prothesenkunststoffes. Es kam zu keiner Durchdringung des Fillers in das Polymernetzwerk.

1.8 Die Kaukraft

Die erzielbare Kaukraft eines Prothesenträgers stellt das Maß der notwendigen Verbundfestigkeit zwischen Prothesenbasismaterial und Prothesenzahn dar.

Die Angaben über die Größe der Kaukraft schwanken sehr (EICHNER, 1963). Die Kaukraft zu ermitteln, wurde auf vielfältigste, teils apparativ aufwendige, Art und Weise immer wieder versucht (KÖRBER, 1961; SCHWICKERATH, 1976, LAUER et al., 1992; BALTZER und KAUFMANN-JINOIAN, 2002). GEHRE (2000) beschreibt die uneinheitlichen Angaben zu den Kaukräften, welche für den Frontzahnbereich zwischen 140-200 N, teils sogar bei 400 N liegen.

Die Daten variieren zum einen wegen der unterschiedlichen Messmethoden und zum anderen werden mal einzelne Zähne, dann wieder Zahngruppen, sowohl natürliche als künstliche, untersucht.

Die Kaukraftmessungen von DETTE (1987) beziehen sich auf Messungen bei Totalprothesenträgern. Man muss die maximal möglichen von den funktionellen

Kaukräften unterscheiden. Die Messergebnisse streuten breit und lagen für den Frontzahnbereich im Mittel bei 45,9 N und maximal bei 190 N. Für den Seitenzahnbereich konnten mittlere Kaukraftwerte von 106,7 N bestimmt werden. Der maximale Wert lag im Seitenzahnbereich bei 500 N. Er beschrieb, dass die Kaukraft in Abhängigkeit vom Alter, vom Geschlecht, vom Prothesenlager und von der sensomotorischen Leistungsfähigkeit steht.

Für Totalprothesenträger fanden SUZUKI et al. (1999) Kaukräfte im Mittelwert von 242 N und MIYAURA et al. (2000) im Mittelwert von 54,7 N.

Die Kaukräfte unterliegen individuellen Schwankungen und sind beim Tragen von Zahnersatz niedriger (BALTZER und KAUFMANN-JINOIAN, 2002).

2 Zielstellung

Aus der Literatur lässt sich ableiten, dass trotz der langen Anwendungszeit des PMMA als Prothesenbasismaterial in Kombination mit den Kunststoffzähnen immer wieder der Bruch des Materials bzw. der Verlust der Kunststoffzähne ein Problem für den Patienten, den Zahnarzt und den Zahntechniker darstellt. Es wurde nach den Ursachen für das Auftreten dieser Erscheinungen gesucht, damit diese möglichst verhindert werden können.

Aus den Studien geht hervor, dass Verarbeitungsfehler, wie verbliebene Alginat- oder Wachsreste auf den Basalflächen, den Verbund negativ beeinflussen können (KURT, 2010). Die richtige Verarbeitung der Kunststoffe nach Herstellerangaben wurde vorausgesetzt. Die Kunststoffzähne werden vor der Polymerisation konditioniert, das Anrauen und das Einbringen von makromechanischen Retentionen werden empfohlen, gleiches gilt für die Anwendung eines Haftvermittler oder Monomers (POSPIECH, 2000).

Von Interesse war es ebenso, den Vergleich zwischen den Kalt- und Heißpolymerisaten herzustellen. Die Dominanz des Heißpolymerisats im Verbund wurde von RINK et al., 1982; VALLITTU und RUYTER, 1997; CUNNINHAM, 2000 und SCHNEIDER et al., 2002 beschrieben. Dennoch liefert die Literaturübersicht kein einheitliches Bild.

Das Verhalten der PMMA-Kunststoffe in Wasser und anderen Flüssigkeiten wurde auf die PMMA-Kunststoffzähne übertragen. Wasseraufnahme führte auch hier zur Quellung (OTTL et al., 1995) und damit zur Dimensionsveränderung. Die Löslichkeit in Wasser war gering.

Die zahlreichen Untersuchungen zum Verbund zwischen Prothesenbasis und Prothesenkunststoffzahn haben bisher nicht zu einheitlichen Ergebnissen geführt.

Die Anwendung des Haftvermittlers zeigte oftmals erhöhte Werte im Haftverbund. Jedoch konnte auch dazu keine einheitliche Aussage aus den Ergebnissen der Untersuchungen abgeleitet werden.

Ziel dieser Arbeit war es, verschiedene Einflussgrößen für den Verbund zwischen Prothesenbasismaterial und Kunststoffzähnen zu untersuchen. Aus den Ergebnissen der eigenen Versuchsreihen sollte eine Empfehlung für die Anwendung in der täglichen Praxis gezogen werden können.

3 Material und Methodik

3.1 Untersuchungen zur Bestimmung des Haftverbundes

Im Rahmen dieser Studie sollte der Haftverbund zwischen der Prothesenkunststoffbasis und den Prothesenkunststoffzähnen in Abhängigkeit von der Anwendung eines Haftvermittlers untersucht werden.

Für die Untersuchung wurden drei gängige Methoden der Prothesenherstellung exemplarisch in Kombination mit zwei handelsüblichen Kunststoffzähnen ausgewählt. Die Kaltpolymerisation wurde verglichen mit der Heißpolymerisation. Desweiteren standen zwei Methoden der Kaltpolymerisation im Vergleich, die Stopf-Press-Methode und das Nachpress-Injektionsverfahren. Hinzu kam die Variation der Anwendung eines Haftvermittlers bzw. dessen Nichtanwendung.

Während die Firma Vita (Bad Säckingen, Deutschland) für ihre Kunststoffzähne die Anwendung eines Haftvermittlers empfiehlt, gibt die Firma Ivoclar (Ellwangen, Deutschland) keine entsprechende Empfehlung.

Die Frage stellt sich, ob die Anwendung eines Haftvermittlers den Verbund verbessern kann.

3.1.1 Herstellung der Probekörper

Vorbereitung der Probekörper

Zur Herstellung der Probekörper wurden praxisrelevante Prothesenkunststoffe für herausnehmbaren Zahnersatz verwendet. Für die Kaltpolymerisate wurden Kallocryl A® (Speiko-Dr. Speier GmbH, Münster, Deutschland) und PalaXpress® (Heraeus Kulzer GmbH & Co.KG, Hanau, Deutschland) gewählt. Als Heißpolymerisat fand Paladon®65 (Heraeus Kulzer GmbH & Co. KG, Hanau, Deutschland) Anwendung.

Als Kunststoffzähne wurden linke mittlere Oberkieferschneidezähne der Firma Vita: Vitapan® T 77 1 (VITA Zahnfabrik, Bad Säckingen, Deutschland) und des Herstellers Ivoclar Vivadent: SR Vivodent® DCL A 24 B (Ivoclar Vivadent GmbH, Ellwangen,

Deutschland) verwendet. Die Vita-Zähne bestanden aus dem MRP-Kunststoff, dem „microfiller reinforced polyacrylic“ Material. Nähere Angaben wurden vom Hersteller nicht gemacht.

Die gewählten Ivoclar- Zähne wurden als hochvernetztes PMMA-Zähne bezeichnet. Die Polymerfüller und auch die Matrix wurden als gleichmäßig vernetzt beschrieben. Das daraus resultierende vernetzte System sollte sich durch große Vorzüge in der Mundbeständigkeit und Abrasionsfestigkeit auszeichnen.

Die gewählten Schneidezähne wurden mit einer feinen Hartmetallfräse basal plan geschliffen. Es wurde so viel Material abgetragen bis die konkave Form eingeebnet war.

Der Haftvermittler Vitacoll® (VITA Zahnfabrik, Bad Säckingen, Deutschland) war der empfohlene Haftvermittler der Firma Vita. Diese Flüssigkeit wurde mit einem Pinsel auf die Basalfläche der Kunststoffzähne aufgetragen. Die Benetzung mit dieser Flüssigkeit erfolgte für 5 Minuten, so wie nach Herstellerangaben gefordert. Unmittelbar nach dieser vorgegebenen Zeit erfolgte das Stopfen des Kunststoffteiges. Die Firma Ivoclar empfiehlt keine Anwendung eines Haftvermittlers. In einigen Versuchsreihen wurde auch bei den Ivoclar-Zähnen zusätzlich der Haftvermittler Vitacoll® angewandt.

Zunächst wurden quaderförmige Probekörperbasen der Größe 5x1x1 cm aus Modellierwachs gefertigt, auf denen jeweils fünf Kunststoffzähne aufgestellt wurden (Abb. 1, S. 24). Die basale plane Fläche des Kunststoffzahnes berührte flächig die Probekörperbasis. Die Zähne waren nicht vom Wachs umflossen. Die Probekörper mit den aufgestellten Kunststoffzähnen wurden mit Halbhartgips Profilare 70® (Dentona AG, Dortmund, Deutschland) in Standardküvetten der Zahntechnik bzw. für das Injektionsverfahren in notwendige Spezialküvetten eingebettet. Nach dem Ausbrühen und dem sorgfältigen Entfernen des Restwachses erfolgte das Isolieren des Einbettgipses gegen Prothesenkunststoff mit dem Isoliermittel Aislar® (Heraeus Kulzer GmbH & Co. KG, Hanau, Deutschland).



Abbildung 1: Basal bearbeitete Kunststoffzähne auf dem Wachsblock

Polymerisation der Probekörper

Für die Versuchsreihen mit dem Kaltpolymerisat Kallocryl A[®] wurde das vorpolymerisierte Pulver und das flüssige Monomer in einem Mischungsverhältnis von zwei zu eins zu einem Teig verarbeitet, welcher anschließend in die Küvetten eingebracht wurde. Die Küvetten wurden verschlossen und in eine hydraulische Küvetten-Pressen (KaVo Dental GmbH, Biberach/Riß, Deutschland) eingelegt. In dieser Presse wurden die Küvetten unter einem Druck, nach Herstellerangaben, von 4 bar gesetzt und dieser wurde für 30 Minuten gehalten. Die Küvetten wurden nach Lagerung bei Raumtemperatur nach frühestens weiteren 30 Minuten geöffnet.

Bei jeweils 50 Vita- und 50 Ivoclar-Zähnen wurde der Haftvermittler vor der Polymerisation nach Herstellerangaben mit einem Pinsel basal auf die Zähne aufgetragen. Die Fläche wurde für 5 Minuten feucht gehalten und danach der Kunststoffteig eingebracht. Bei weiteren 50 Vita- und 50 Ivoclar-Zähnen wurde kein Haftvermittler aufgetragen.

Für das Nachpress-Injektionsverfahren kam das Kaltpolymerisat PalaXpress[®] unter Nutzung der Spezialküvetten zur Anwendung. Bevor die Spezialküvetten nach dem Ausbrühen vollständig verschlossen wurden, erfolgte bei 50 Prozent der Proben das

Auftragen des Haftvermittlers. Anschließend wurden die geschlossenen Küvetten in das Palajet-PalaXpress-Injektionsgerät (Heraeus Kulzer GmbH & Co.KG, Hanau, Deutschland) gesetzt. Der Kunststoffteig wurde nach den Herstellerempfehlungen in einem speziellen Anmischbecher angerührt. Dieser Anmischbecher wurde in einen Füllzylinder gesetzt. Das Einbringen des Kunststoffteiges erfolgte durch Injektion aus diesem Füllzylinder innerhalb von 5 Minuten in die Küvette. Der Injektionsdruck wurde solange aufrechterhalten, bis der Kunststoff nicht mehr fließfähig war (WELKER, 2000). Anschließend wurden die Spezialküvetten in einen Drucktopf gegeben und für 30 Minuten unter einen Druck von 2 bar bei einer Temperatur von 55°C gehalten. Danach erfolgte die Abkühlung auf Raumtemperatur.

Für die Probekörper der Versuchsreihen Heißpolymerisat mit Paladon®65 erfolgte die Herstellung des Kunststoffteiges ebenfalls aus einer Pulver- und einer Flüssigkeitskomponente. Die Küvetten wurden nach dem Einbringen des Prothesenkunststoffteigs verschlossen und in ein Wasserbad gegeben, welches auf 70°C erhitzt wurde. Diese Temperatur wurde für 2 Stunden gehalten. Anschließend wurde das Wasserbad auf 95°C erhitzt und bei dieser Temperatur für 2 Stunden gehalten. Zum Abschluss erfolgte das langsame Abkühlen im Wasserbad auf Raumtemperatur. Auch hier erfolgte bei der Hälfte der Proben das Auftragen des Haftvermittlers auf die basale Fläche der Kunststoffzähne vor der Polymerisation mit einem Pinsel.

Nach der jeweiligen vollständigen Polymerisation wurden die Probekörper aus den Küvetten mittels üblichen Auspressens ausgebettet und nur grob ausgearbeitet, d.h. es wurden eventuelle Gipsreste und überstehende Kunststofffahnen mit einer graziilen Kunststofffräse entfernt, so wie es in der Zahntechnik üblich ist. Die bei der Prothesenherstellung übliche folgende Feinausarbeitung mit abschließender Politur der Prothesenbasis erfolgte hier nicht.

Die Abbildung 2 auf Seite 26 zeigt den polymerisierten Probekörper.

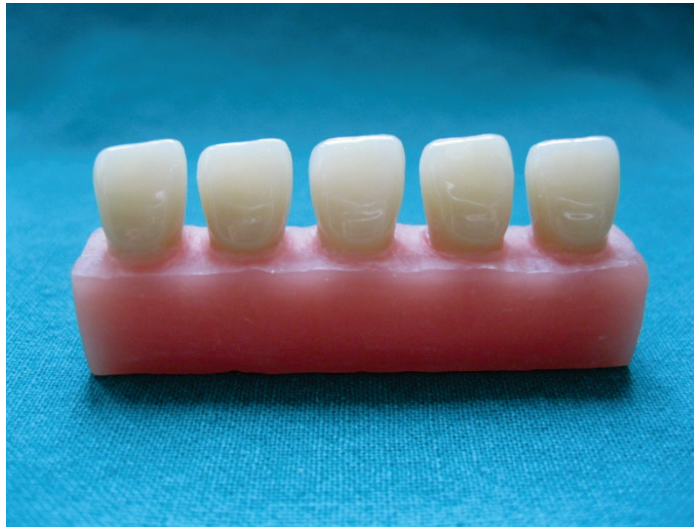


Abbildung 2: Polymerisierter Probekörper

Für jedes Polymerisationsverfahren wurden 10 Probekörper mit jeweils fünf aufgestellten Kunststoffzähnen hergestellt. So konnten insgesamt für jedes Verfahren sowohl ohne als auch mit Haftvermittler je 50 Kunststoffzähne in ihrem Verbund zur Kunststoffbasis geprüft werden (Tab. 1). Insgesamt wurden 600 Kunststoffzähne in ihrem Verbund zum Prothesenbasismaterial untersucht.

Tabelle 1: Übersicht zu Art und Anzahl der Probekörper

Polymerisations- verfahren	Kunststoff	Haftver- mittler	Verarbeitungs- verfahren	Anzahl d. Kunststoffzähne	
				Vita	Ivoclar
Kaltpolymerisation	Kallocryl A®	ohne	Stopfen-Pressen	50	50
Kaltpolymerisation	Kallocryl A®	mit	Stopfen-Pressen	50	50
Heißpolymerisation	Paladon®65	ohne	Stopfen-Pressen	50	50
Heißpolymerisation	Paladon®65	mit	Stopfen-Pressen	50	50
Kaltpolymerisation	PalaXpress®	ohne	Injektion	50	50
Kaltpolymerisation	PalaXpress®	mit	Injektion	50	50

3.1.2 Methode zur Bestimmung der Haftkraft zwischen Prothesenbasis und Kunststoffzähnen

Die Bestimmung des Haftverbundes erfolgte mittels der Messung der Kraft, die nötig war, den Verbund zwischen auspolymerisiertem Prothesenkunststoff und Kunststoffzahn zu lösen.

Die Kunststoffzähne wurden von ihrem Kunststoffblock abgeschert. Da für zahnärztliche Kunststoffe keine verbindlichen Standards für Scherversuche existieren (BRANDT, 2007), wurde hier eine Methode in Anlehnung an andere Autoren (CARDASH et al., 1990; GEERTS und JOOSTE, 1990; BARPAL et al., 1998; CUNNINGHAM, 2000; BEUER et.al, 2006) angewandt.

Die Scherversuche wurden in der Zwick Universalprüfmaschine vom Typ Z 005 (Fa. Roell, Ulm, Deutschland) in Kombination mit der Prüfsoftware testXpert zur Datenerfassung durchgeführt (Abb. 3, S. 28). Der einzelne Probekörper mit den fünf anpolymerisierten Kunststoffzähnen wurde in einen dafür hergestellten Einspannblock horizontal eingespannt (Abb. 4, S. 28). Somit konnte der in die Zwickprüfmaschine eingefügte Dorn vertikal auf den Zahn auftreffen. Für jeden einzelnen Prüfzyklus wurde der Einspannblock inklusive Prüfkörper so in Position gebracht, dass der Dorn den einzelnen Prothesenzahn auf der palatinalen Fläche, mittig und 1 mm apikal der Inzisalkante des Kunststoffzahnes berührte. Der Dorn bewegte sich ohne Vorkraft und mit einer Geschwindigkeit von 5 mm/min vertikal auf den Zahn. Die Kraft wirkte so lange auf den einzelnen Kunststoffzahn, bis dieser von der Probekörperbasis abbrach. Diese entsprechende Maximalkraft in Newton wurde gemessen, anschließend stellte sich der Dorn automatisch in die Ausgangsposition zurück. Diese Methode wurde für jeden einzelnen Prothesenzahn angewandt.

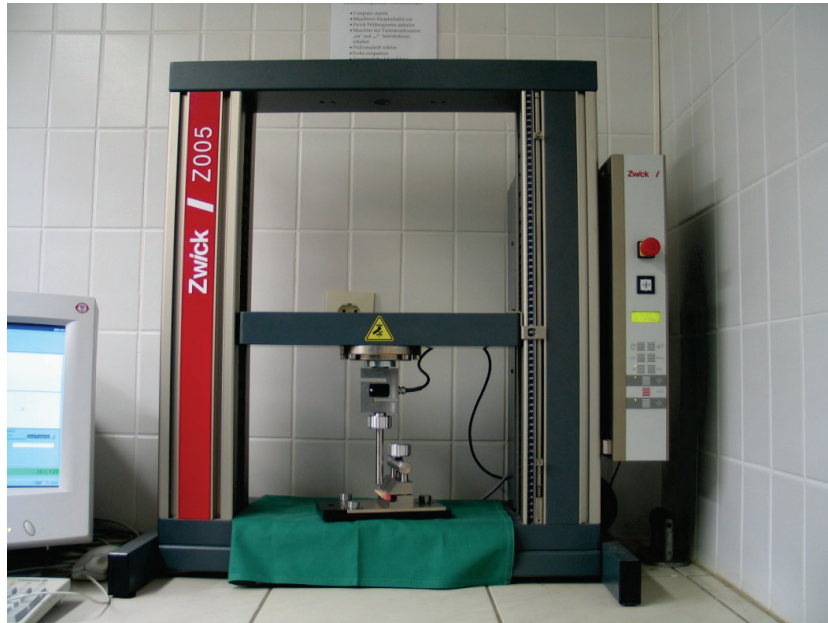


Abbildung 3: Probekörper in der ZwickUniversalprüfmaschine Z005

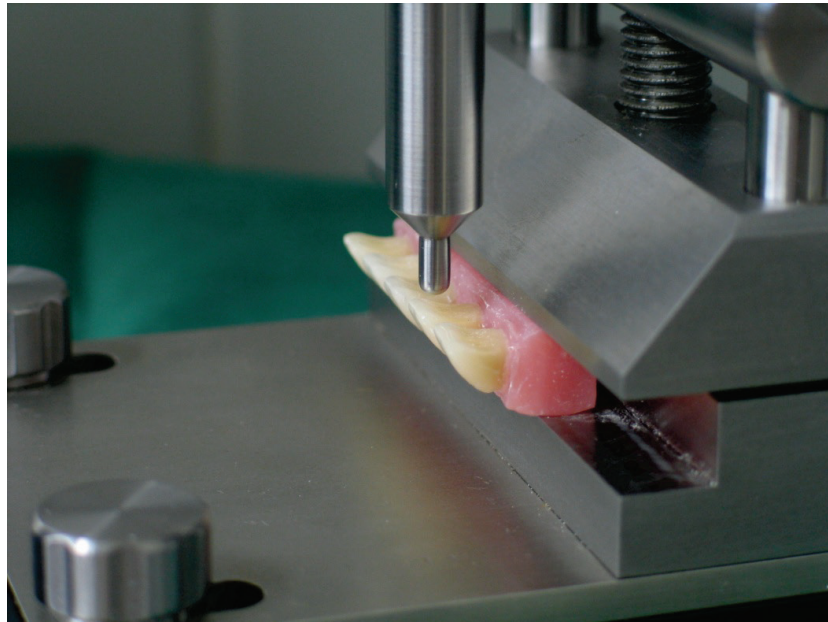


Abbildung 4: Probekörper im Einspannblock

3.2 Flächenbestimmung der Basis der Kunststoffzähne

Nach dem basalen plan Schleifen der Kunststoffzähne beider Firmen wurde makroskopisch ein Flächenunterschied zwischen den beiden Zahntypen sichtbar. Um einen reellen Vergleich der Haftkraftwerte zwischen Vita-Zähnen und Ivoclar-Zähnen durchführen zu können, mussten die Haftkraftwerte in Relation zum Flächenunterschied gesetzt werden.

Zur Bestimmung der Fläche der Basis der Kunststoffzähne wurden mit Hilfe eines Messmikroskops (Mess- und Inspektionsgerät VMZM 40, 4H-Jena engineering GmbH, Jena, Deutschland) an 10 Vita- und an 10 Ivoclar-Zähnen jeweils 5 Messungen durchgeführt. Dazu wurde eine Vergrößerung von 0 Vorsatzlinse x 0,8 Vergrößerungsstufe x 1,0 TV-Tubus gewählt. Die Außenflächen wurden punktuell markiert (Abb. 5), die Berechnung erfolgte mittels der Software Metrona.



Abbildung 5: Basis des Kunststoffzahnes im Mikroskopbild mit Messraster

3.3 Untersuchungen zur Flüssigkeitsaufnahmefähigkeit der Kunststoffzähne

Desweiteren wurde die Aufnahmefähigkeit der Kunststoffzähne für verschiedene Flüssigkeiten untersucht. Von der jeweiligen Aufnahmefähigkeit sollten Rückschlüsse auf eventuelle Gefügelockerungen und damit auf den Verbund zwischen Prothesenbasis und Kunststoffzahn gezogen werden können.

Es wurden sowohl die Zähne der Firma Vita als auch der Firma Ivoclar in fünf verschiedene Flüssigkeiten gelegt (Tab. 2). In Abhängigkeit von bestimmten Zeitspannen erfolgte die Messung des Gewichts. Daraus konnte die Menge der Flüssigkeitsaufnahme ermittelt werden.

Tabelle 2: Flüssigkeiten mit Herstellerangaben

Flüssigkeit	Hersteller
destilliertes Wasser Velind®	Velind Aerosol GmbH, Schwedt/O., Deutschland
Haftvermittler Vitacoll®	VITA Zahnfabrik, Bad Säckingen, Deutschland
Monomer des Kallocryl A®	Speiko-Dr. Speier GmbH, Münster, Deutschland
Monomer des Paladon®65	Heraeus Kulzer GmbH & Co.KG, Hanau, Deutschland
Monomer des PalaXpress®	Heraeus Kulzer GmbH & Co.KG, Hanau, Deutschland

3.3.1 Vorbereitung der Probekörper

Für diesen Versuchsaufbau wurden jeweils weitere 15 Zähne der Firma Vita und der Firma Ivoclar basal plan geschliffen, erneut bis die konkave Fläche vollständig eingeebnet war. Es erfolgte eine Kennzeichnung, da später von jedem einzelnen Zahn das Gewicht im Verlauf bestimmt wurde. Eventuelle Ausreißer in den Messwerten sollten somit sofort erkannt werden. Abschließend wurden die Zähne mittels Absprühen mit 95°C heißem Wasser vollständig von Wachsresten und Verschmutzungen befreit.

3.3.2 Wiegen der Probekörper

Jeweils drei Kunststoffzähne innerhalb einer Produktgruppe wurden zufällig zueinander geordnet. Innerhalb jeder Gruppe wurde das Gewicht eines einzelnen Zahnes mittels elektronischer Waage der Firma Mettler Toledo Typ New Classic, Modell ML 204/01 (Mettler Toledo AG, Greifensee, Schweiz) bestimmt (Abb. 6). Dann wurden jeweils drei Zähne einer Zahngruppe in ein Reagenzglas gebracht, welches eine der fünf verschiedenen Flüssigkeiten enthielt. Die Temperatur der Flüssigkeiten betrug $23\pm 1^\circ\text{C}$. Die Prothesenkunststoffzähne waren vollständig von den Flüssigkeiten umflossen. Die Reagenzgläser wurden jeweils in den Zwischenzeiten mit einem Kunststoffkorken vollständig verschlossen.

Nach einer Stunde wurden die Zähne, in Anlehnung an die Versuche von MOISEENKE (2007), einzeln mit einer Kunststoffpinzette entnommen und kurz auf Filterpapier gelegt, bis die verbliebene Feuchtigkeit aufgenommen war. Dann wurde erneut das Gewicht bestimmt. Von der Entnahme bis zur Messung vergingen 60 ± 10 Sekunden. Die Zähne wurden nach der Messung unmittelbar wieder in die entsprechende Flüssigkeit gelegt.

Weitere Messungen erfolgten nach 5 Stunden und nach insgesamt 24 Stunden nach derselben Methode.



Abbildung 6: Elektronische Waage

3.4 Statistische Auswertungen

Die statistischen Auswertungen und die Erstellung der Diagramme erfolgten mit dem Programm SPSS 19.0 (SPSS Software, München, Deutschland).

Der Vergleich der Gruppen der Haftkraftwerte wurde mit dem T-Test vollzogen, da dieser prüft, ob sich die mittlere Differenz der Messwerte von 0 unterscheidet. Voraussetzung dafür ist die Normalverteilung. Die Prüfung auf Normalverteilung der Haftkraftwerte erfolgte mit dem Kolmogorov-Smirnov-Test.

Für die Auswertung der Veränderungen des Gewichts bei Lagerung der Kunststoffzähne in verschiedenen Flüssigkeiten, kam der Friedman-Test zur Anwendung. Aufgrund der geringen Stichprobenzahl und der Annahme, dass keine Normalverteilung vorliegt, wurde dieser nichtparametrische Test gewählt.

Die Signifikanz wurde folgendermaßen eingestuft:

p-Wert $\leq 0,05$ signifikant;

p-Wert $\leq 0,01$ sehr signifikant;

p-Wert $\leq 0,0001$ höchstsignifikant.

4 Ergebnisse

4.1 Haftverbundergebnisse

Nach der Polymerisation ohne die Anwendung eines Haftvermittlers war beim Ausbetten der Probekörper des Kaltpolymerisats Kallocryl A® ein Verbundversagen bei zwei Vita-Zähnen festzustellen.

Bei den Ivoclar-Zähnen kam es beim Kaltpolymerisat PalaXpress® zum Verlust eines Kunststoffzahnes. Es ist zu vermuten, dass die Ursache dieses Zahnverlustes beim Ausbetten durch die mechanische Krafteinwirkung beim Entfernen des Gipses zu finden ist.

Vor der Haftkraftmessung wurden die nichtanpolymerisierten Kunststoffzähne aussortiert und weitere Probekörper hergestellt, bis pro Versuchsreihe 50 anpolymerisierte Zähne auf der Probekörperbasis vorhanden waren. Damit sollte ein Vergleich der tatsächlich anpolymerisierten Zähne sicher gestellt werden und eventuelle mechanische Manipulationen bei dem Ausbetten als Fehlerquelle ausgeschlossen werden. So konnte jeweils die gleiche Anzahl von Messungen der Verbundwerte pro Methode durchgeführt werden und die entsprechenden Messwerte miteinander verglichen werden.

4.1.1 Haftverbund der Vita-Zähne

Bei den Kunststoffzähnen der Firma Vita zeigte sich im Mittel bei allen drei Kunststoffen ein jeweils größerer Haftverbund bei der Anwendung des Haftvermittlers Vitacoll® (Tab. 3, S. 34). Im Vergleich der Prothesenbasiskunststoffe lässt sich folgende aufsteigende Reihenfolge für den Haftverbund erstellen: Kallocryl A® < PalaXpress® < Paladon® 65. Das heißt, dass das Heißpolymerisat mit Haftvermittler im Mittel den höchsten und das Kaltpolymerisat Kallocryl A® ohne Haftvermittler den geringsten Haftverbund hat. Hier liegt eine höchste Signifikanz ($p=0,000$) vor (Abb. 7, S. 34).

Tabelle 3: Haftkraftwerte der Vita- Zähne in Verbindung mit den Prothesenbasiskunststoffen

	Kallocryl A®: Haftkraft in Newton (Mittelwerte)	PalaXpress®: Haftkraft in Newton (Mittelwerte)	Paladon®65: Haftkraft in Newton (Mittelwerte)
ohne Haftvermittler	66,51	107,65	166,74
mit Haftvermittler	98,64	114,68	177,87

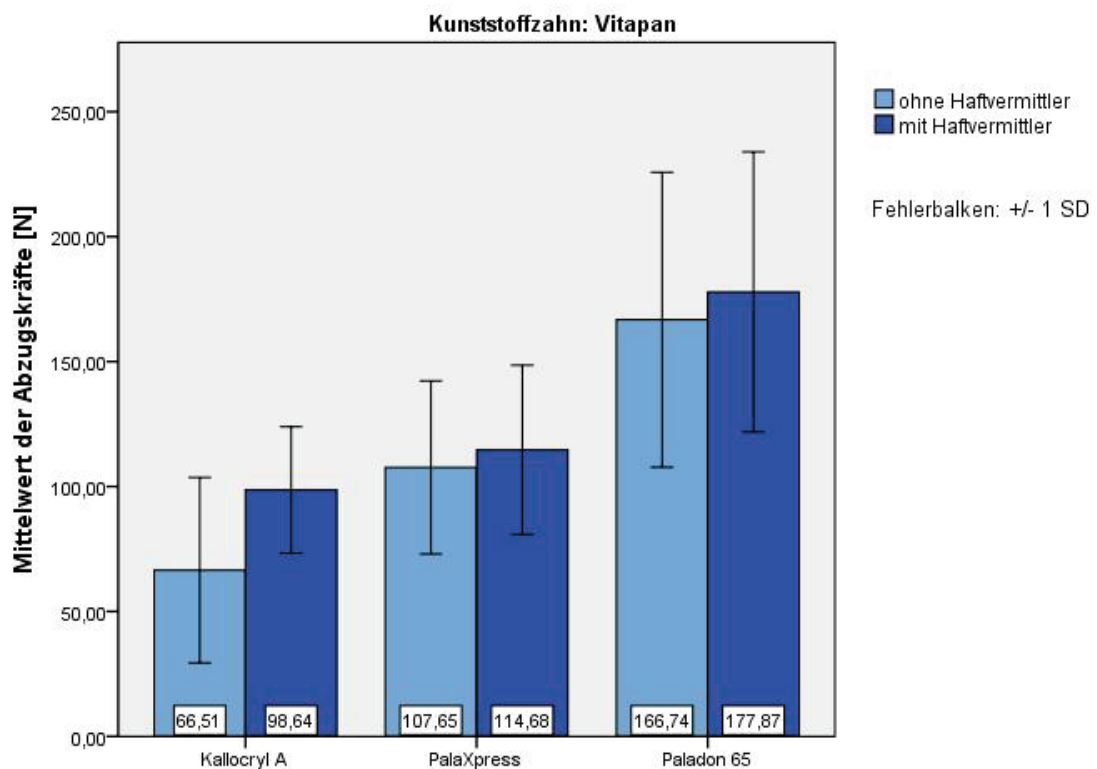


Abbildung 7: Haftkraftwerte der Vita-Zähne in Verbindung mit den Prothesenkunststoffen

4.1.2 Haftverbund der Ivoclar-Zähne

Die Ergebnisse der Kunststoffzähne der Firma Ivoclar stellen sich etwas anders dar. In Analogie zu den Vita-Zähnen, dominiert das Heißpolymerisat über die Kaltpolymerisate. Jedoch liegen hier die Werte des Haftverbundes bei der Nichtanwendung des Haftvermittlers jeweils innerhalb jeder Gruppe höher. So findet

man die höchsten Haftkraftwerte bei Paladon®65 ohne Haftvermittler. Die niedrigsten Werte liegen beim Kaltpolymerisat Kallocryl A® mit Haftvermittler. Die Mittelwerte unterscheiden sich für Kallocryl A® und Paladon®65 höchst signifikant ($p=0,000$). Für das Kaltpolymerisat PalaXpress® liegt eine sehr hohe Signifikanz ($p=0,001$) vor (Tab. 4 und Abb. 8).

Tabelle 4: Haftkraftwerte der Ivoclar-Zähne in Verbindung mit den Prothesenkunststoffen

	Kallocryl A®: Haftkraft in Newton (Mittelwerte)	PalaXpress®: Haftkraft in Newton (Mittelwerte)	Paladon®65: Haftkraft in Newton (Mittelwerte)
ohne Haftvermittler	87,05	92,89	152,45
mit Haftvermittler	57,59	75,20	122,62

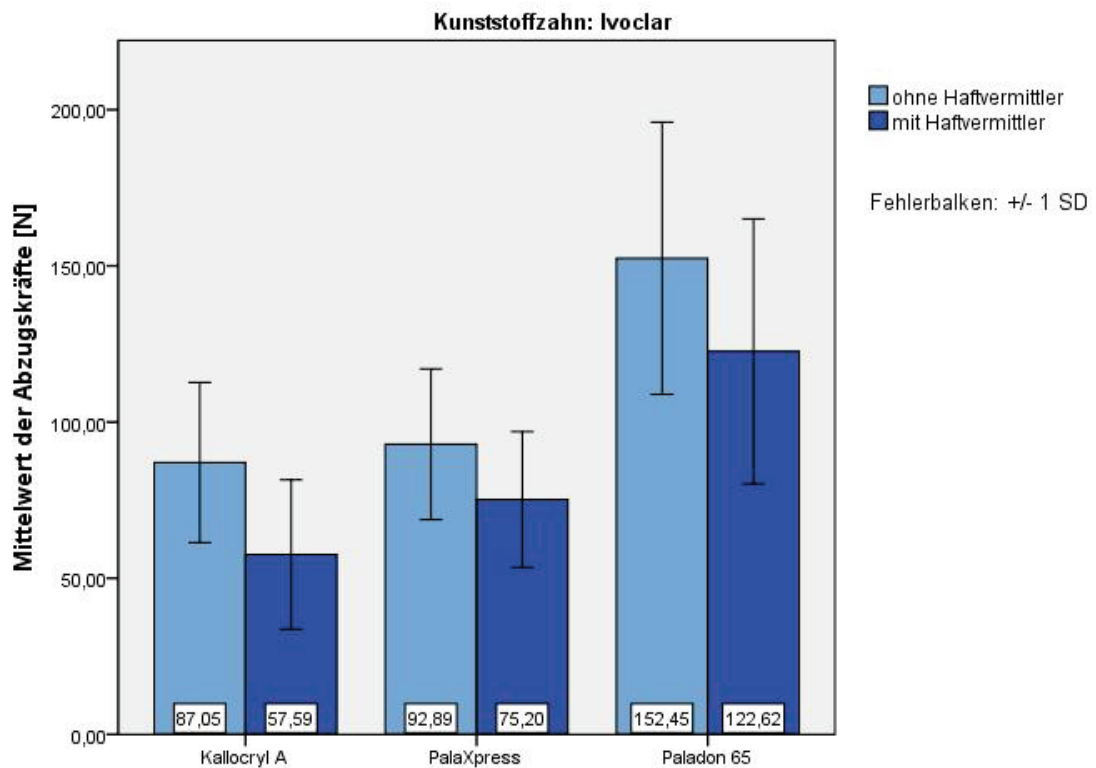


Abbildung 8: Haftkraftwerte der Ivoclar-Zähne in Verbindung mit den Prothesenkunststoffen

4.1.3 Haftverbund mit Kallocryl A®

Innerhalb der Kunststoffgruppe Kallocryl A® wurden für die Vita-Zähne mit Haftvermittler die höchsten Verbundkräfte ermittelt. Sie liegen im Mittel deutlich über denen der Ivoclar-Zähne mit Haftvermittler. Ein signifikanter Unterschied besteht in der Gruppe ohne Haftvermittler mit $p=0,002$. In der Gruppe mit Haftvermittler unterscheiden sich die Ergebnisse höchst signifikant mit $p=0,000$ (Tab. 5 und Abb. 9).

Tabelle 5: Haftkraftwerte in Newton zwischen Kallocryl® A und Kunststoffzahn (Mittelwerte)

	Ivoclar-Zähne	Vita-Zähne
ohne Haftvermittler	87,05	66,51
mit Haftvermittler	57,59	98,64

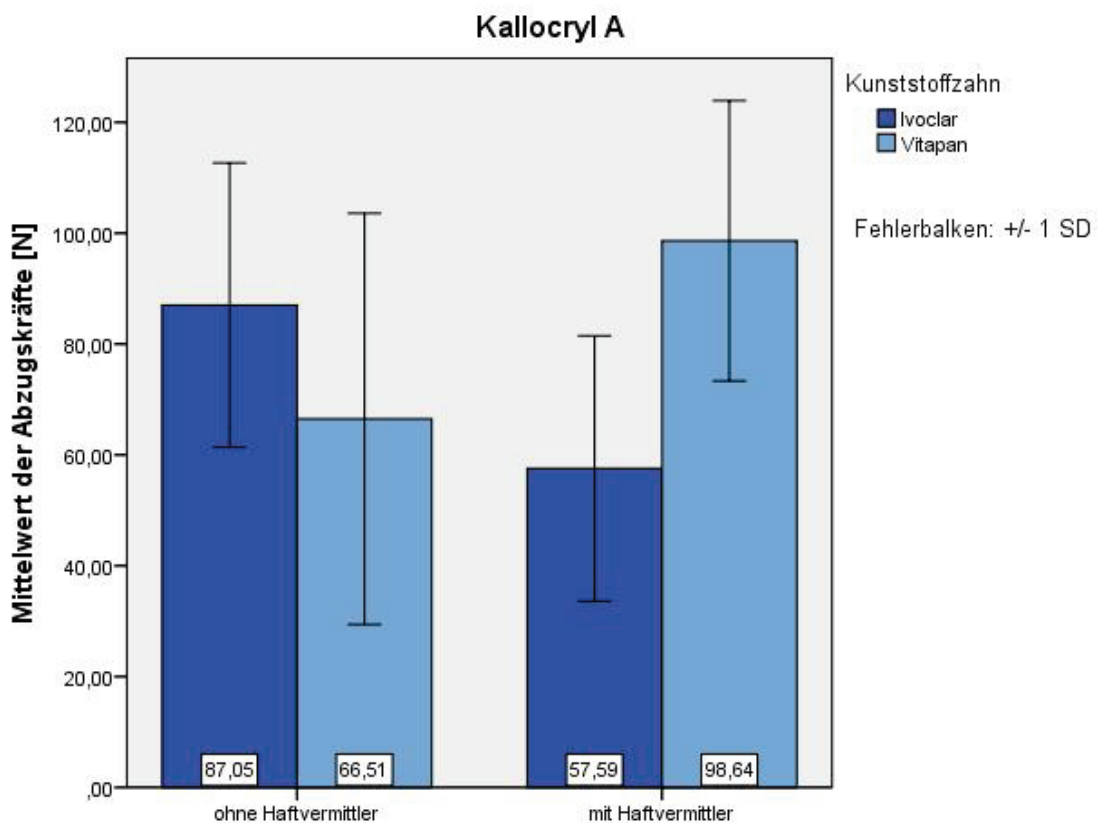


Abbildung 9: Haftkraftwerte zwischen Kallocryl A® und Kunststoffzahn

4.1.4 Haftverbund mit PalaXpress®

Für das Nachpress-Injektionsverfahren finden sich für die Vita-Zähne erneut die höheren Werte des Haftverbundes mit Haftvermittler im Vergleich zu den Ivoclar-Zähnen mit Haftvermittler. Kein signifikanter Unterschied besteht zwischen den Vita- und Ivoclar-Zähnen in der Gruppe ohne Haftvermittler. Jedoch besteht ein höchst signifikanter Unterschied zu den Ivoclar-Zähnen mit Haftvermittler ($p=0,000$) (Tab. 6 und Abb. 10).

Tabelle 6: Haftkraftwerte in Newton zwischen PalaXpress® und Kunststoffzahn (Mittelwerte)

	Ivoclar-Zähne	Vita-Zähne
ohne Haftvermittler	92,89	107,65
mit Haftvermittler	75,20	114,68

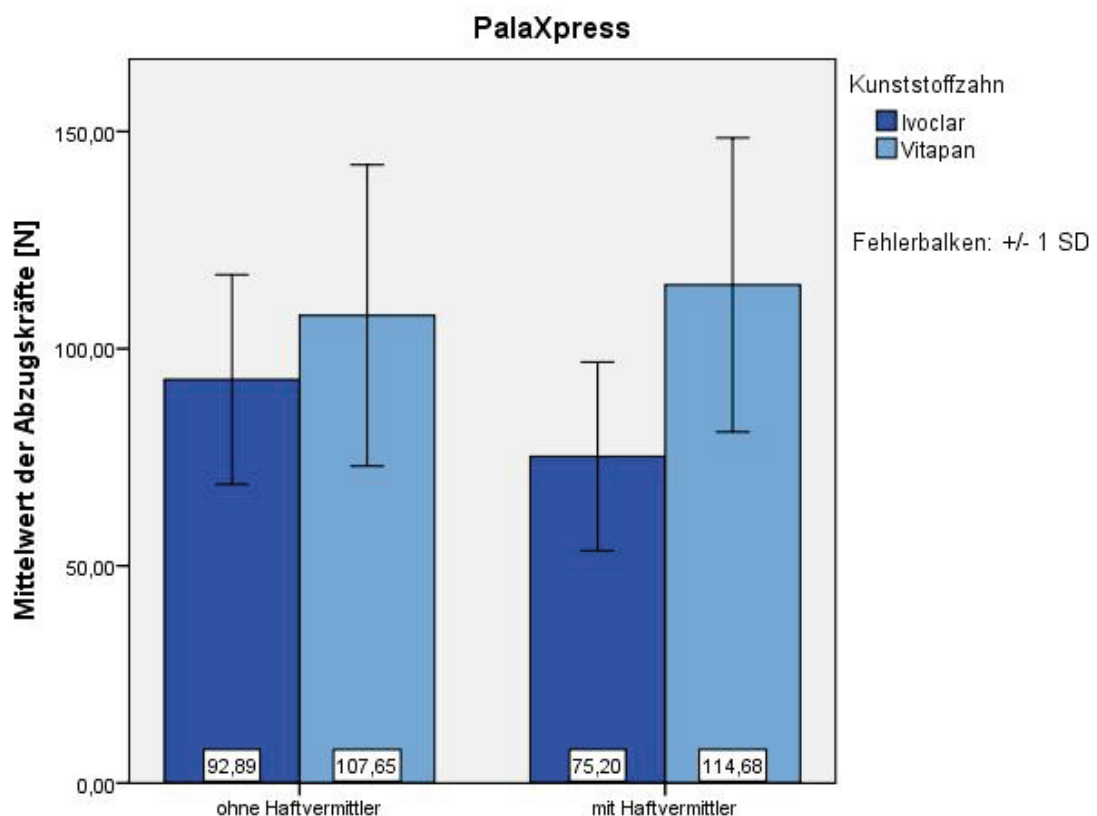


Abbildung 10: Haftkraftwerte zwischen PalaXpress® und Kunststoffzahn

4.1.5 Haftverbund mit Paladon®65

Die Haftverbundwerte liegen für das Heißpolymerisat höher als für die Kaltpolymerisate. Die höchsten Haftverbundkräfte ließen sich für die Vita-Zähne mit Haftvermittler finden, die geringsten für die Ivoclar-Zähne mit Haftvermittler. In der Gruppe ohne Anwendung des Haftvermittlers liegt keine Signifikanz vor. In der Gruppe, in der der Haftvermittler zur Anwendung kam (Tab. 7, Abb. 11), besteht höchste Signifikanz ($p=0,000$).

Tabelle 7: Haftkraftwerte in Newton zwischen Paladon®65 und Kunststoffzahn (Mittelwerte)

	Ivoclar-Zähne	Vita-Zähne
ohne Haftvermittler	152,45	122,62
mit Haftvermittler	166,74	177,87

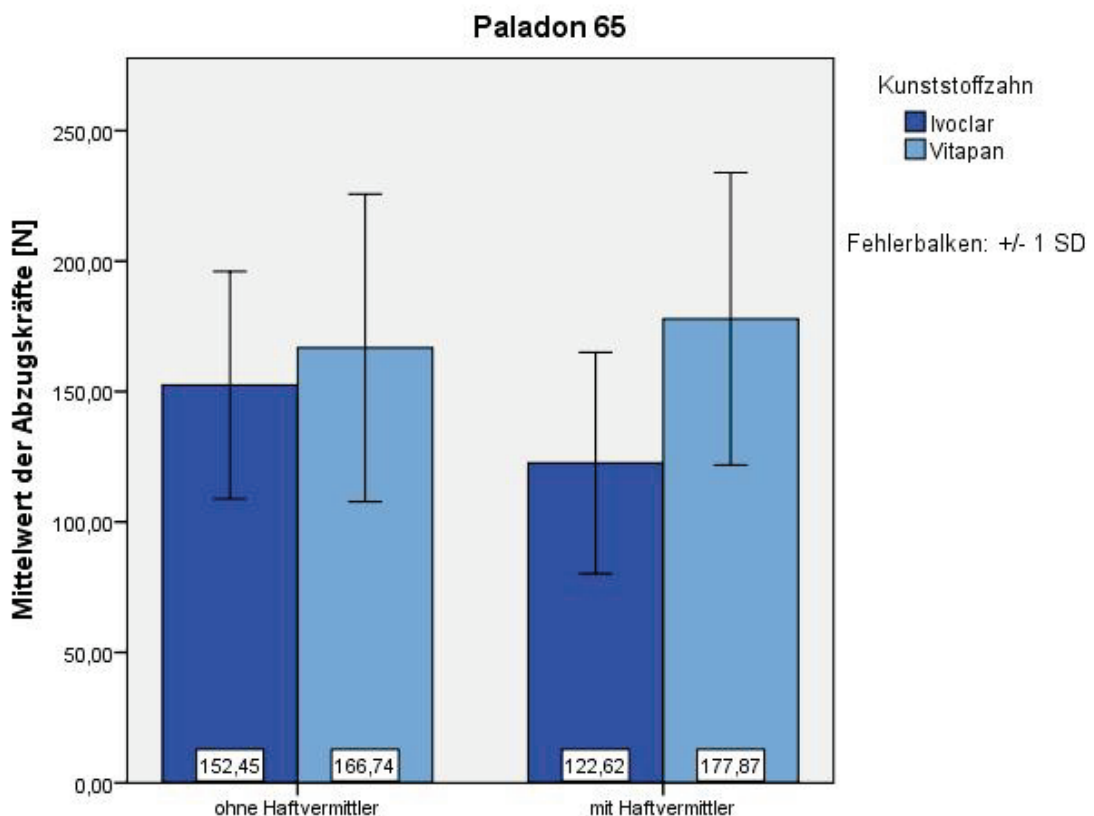


Abbildung 11: Haftkraftwerte zwischen Paladon® 65 und Kunststoffzahn

4.2 Bruchflächenanalyse

Die visuelle Begutachtung der Bruchflächen zeigte zwei Arten von Brüchen.

Es kam zum Adhäsionsbruch, bei dem die Zähne nach dem Scherversuch im Ganzen von der Kunststoffbasis getrennt wurden (Abb. 12, S. 40 und Abb. 14, S. 41).

Des Weiteren zeigte sich ein kombinierter Bruch mit adhäsiven und kohäsiven Anteilen. Bei den kohäsiven Anteilen verläuft die Bruchlinie innerhalb des Ursprungsmaterials. Eine zarte Kunststoffscherbe des Zahnes verblieb auf dem Basalkörper und auf dem Zahn verbleibt ein Rest des Prothesenkunststoffes (Abb. 13, S. 40; Abb. 15, S. 41). Eine Übersicht der Auswertungen gibt Tabelle 8.

Tabelle 8: Bruchflächenanalyse

	Vita – Zähne				Ivoclar – Zähne			
	ohne Hv		mit Hv		ohne Hv		mit Hv	
Verbundart/ Kunststoffe	komb. (in %)	adhäsiv (in %)	komb. (in %)	adhäsiv (in %)	komb. (in %)	adhäsiv (in %)	komb. (in %)	adhäsiv (in %)
Kallocryl A®	0	100	0	100	0	100	0	100
Paladon®65	16	84	46	54	22	78	40	60
PalaXpress®	0	100	6	94	0	100	0	100

Hv: Haftvermittler

komb.: Kombination aus Adhäsions- und Kohäsionsbruch

adhäsiv: Adhäsionsbruch

Die höchste Anzahl an Kombinationsbrüchen lag mit 46 Prozent bei den Vita-Zähnen in Kombination mit Paladon®65 und der Anwendung des Haftvermittlers vor, gefolgt von 40 Prozent bei den Ivoclar-Zähnen ebenfalls mit Paladon®65 und Haftvermittler. Ein rein adhäsiver Verbund war in diesen Versuchsreihen bei den Vita- und Ivoclar-Zähnen bei beiden Kaltpolymerisaten ohne Haftvermittler zu beobachten. Ebenso lag ein rein adhäsiver Verbund bei den Vita-Zähnen mit Haftvermittler bei Kallocryl A® und bei den Ivoclar-Zähnen mit Haftvermittler bei Kallocryl A® und PalaXpress® vor.

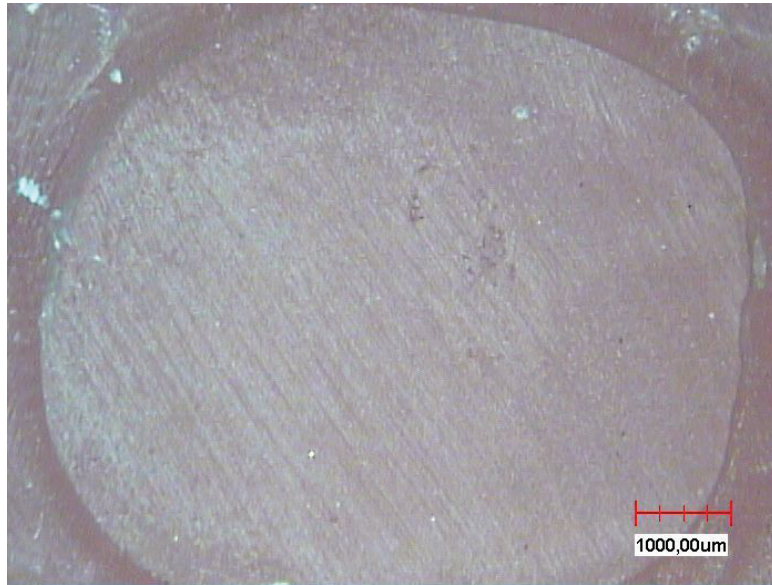


Abbildung 12: Bruchfläche zwischen Vita-Zahn und Paladon®65 mit Haftvermittler (rein adhäsiver Bruch)



Abbildung 13: Bruchfläche zwischen Vita-Zahn und Paladon®65 mit Haftvermittler (kombiniert adhäsiver und kohäsiver Bruch)

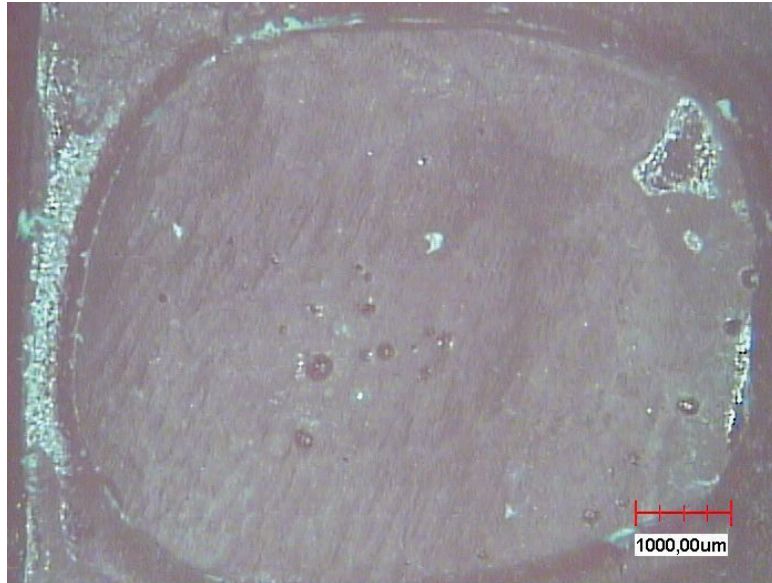


Abbildung 14: Bruchfläche zwischen Ivoclar-Zahn und Kallocryl A®
mit Haftvermittler
(rein adhäsiver Bruch)

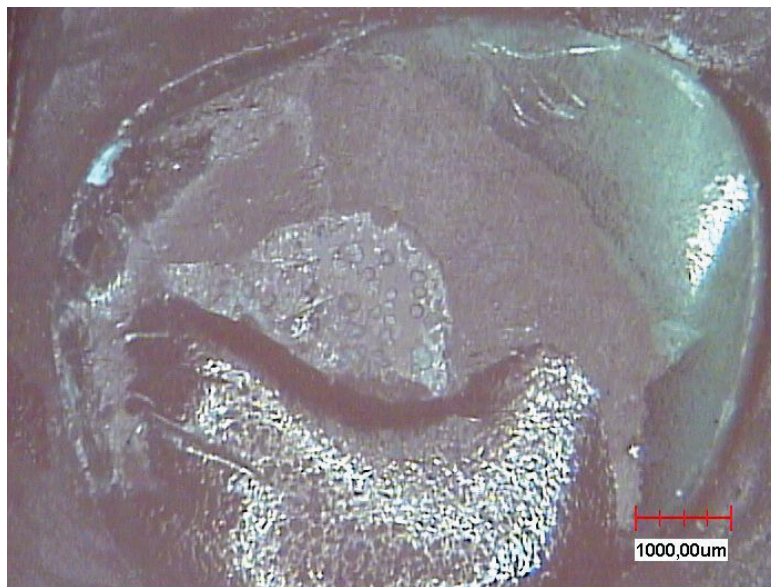


Abbildung 15: Bruchfläche zwischen Ivoclar-Zahn und Paladon®65
mit Haftvermittler
(kombiniert adhäsiver und kohäsiver Bruch)

4.3 Flächenvergleiche

Der Mittelwert der Basalflächen der Vita-Zähne unterscheidet sich geringfügig von dem der Ivoclar-Zähne (Tab. 9).

Die hier gewählten Ivoclar-Zähne haben eine um 2,9 Prozent kleinere Basalfläche im Vergleich mit den Vita-Zähnen.

Tabelle 9: Basalflächengröße

	Vita-Zähne	Ivoclar-Zähne
Mittelwert der Flächen in mm ²	35,42	34,39
Minimum der Flächen in mm ²	34,26	32,83
Maximum der Flächen in mm ²	36,56	36,94

4.4 Verhalten der Kunststoffzähne in Flüssigkeiten

Die Aufnahme von Flüssigkeit wurde hier über die Veränderung des Gewichts bestimmt. Die Angaben erfolgen in Gewichtsprozent.

Die Löslichkeit wurde makroskopisch beurteilt.

4.4.1 Verhalten der Kunststoffzähne in Wasser

Die Lagerung in destilliertem Wasser führte bei den Vita-Zähnen zu einer Gewichtszunahme von 0,25 Prozent nach 24 Stunden. Hier bestand kein signifikanter Unterschied ($p=0,097$). Bei den Ivoclar-Zähnen kam es zu einer signifikanten ($p=0,032$) Gewichtszunahme von 0,27 Prozent nach 24 Stunden (Tab. 10 und Abb. 16, S. 43).

Eine Löslichkeit der Kunststoffanteile war hier bei beiden Zahntypen makroskopisch nicht feststellbar.

Tabelle 10: Lagerung der Kunststoffzähne in Wasser,
Gewichtszunahme in Prozent

		Zeit in Stunden			
		0	1	5	24
Mittelwert in Gewichtsprozent	Vita-Zähne	100,00	100,08	100,14	100,25
	Ivoclar-Zähne	100,00	100,08	100,13	100,27

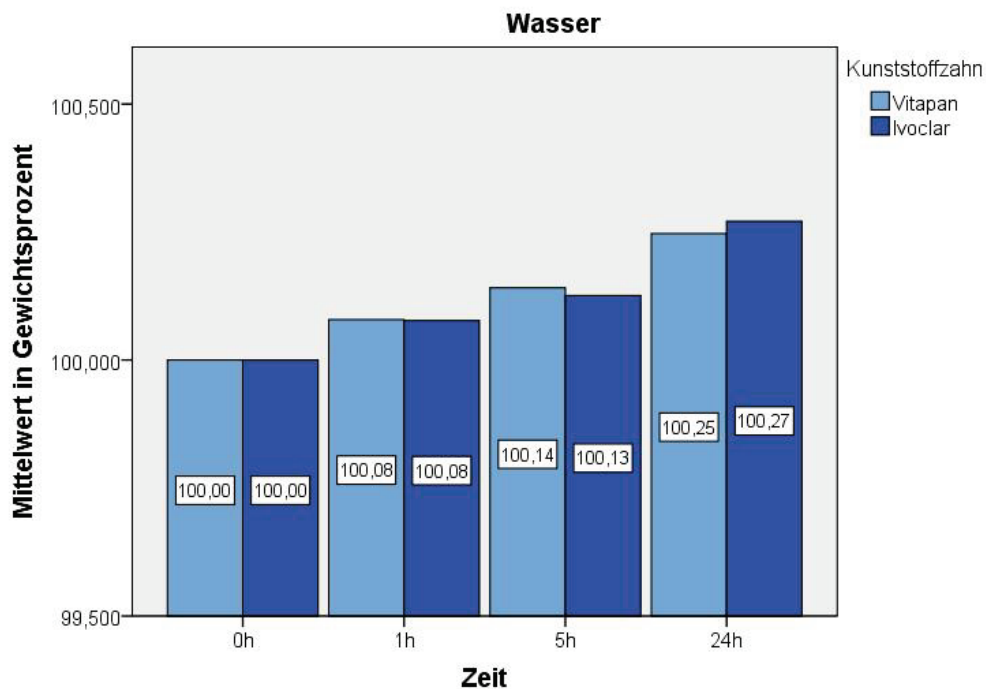


Abbildung 16: Lagerung der Kunststoffzähne in Wasser, Angaben in Gewichtsprozent

4.4.2 Verhalten der Kunststoffzähne im Haftvermittler

Bei den Vita-Zähnen zeigte sich bereits nach 1 Stunde Lagerung im Haftvermittler eine Reduktion des Gewichts. Diese Reduktion setzte sich im Verlauf bis 24 Stunden fort und lag dann bei 0,14 Prozent. Es bestand keine Signifikanz ($p=0,356$). Die Ivoclar-Zähne nahmen zunächst bis 5 Stunden deutlich den Haftvermittler auf und erhöhten das Gewicht um 5,79 Prozent, bevor es sich bei 24 Stunden Messzeit um insgesamt 3,71 Prozent verringert hatte- auch hier lag kein signifikanter Unterschied mit $p=0,086$ vor (Tab. 11 und Abb. 17, S. 44).

Bei den Vita-Zähnen lag makroskopisch keine Löslichkeit vor. Die Ivoclar-Zähne zeigten eine Ablösung von Material der Kunststoffzähne auf der gesamten Zahnoberfläche insbesondere an der Zahnbasis (Abb. 18, 19, S. 45). Von diesem deutlichen Materialverlust ließ sich die Gewichtsreduzierung ableiten.

Tabelle 11: Lagerung der Kunststoffzähne im Haftvermittler, Gewichtsabnahme- bzw. zunahme in Prozent

		Zeit in Stunden			
		0	1	5	24
Mittelwert in Gewichtsprozent	Vita-Zähne	100,00	99,99	99,93	99,86
	Ivoclar-Zähne	100,00	100,79	105,79	96,29

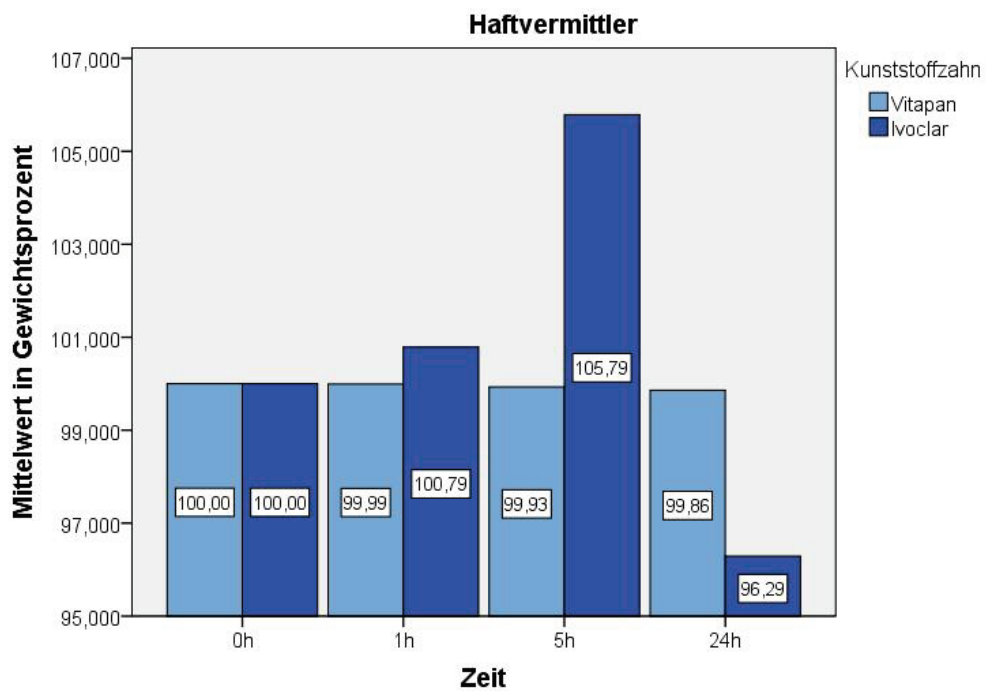


Abbildung 17: Lagerung in Haftvermittler, Angaben in Gewichtsprozent



Abbildung 18: Vita-Zähne nach 24 Stunden im Haftvermittler



Abbildung 19: Ivoclar-Zähne nach 24 Stunden im Haftvermittler

4.4.3 Verhalten der Kunststoffzähne im Monomer des Kallocryl A®

Bei den Vita-Zähnen führte die Aufnahme des Monomers des Kaltpolymerisats Kallocryl A® nach 1 Stunde zu einer geringen Zunahme an Gewicht um 0,15 Prozent. Nach 24 Stunden reduzierte sich das Gewicht um 0,18 Prozent. Es bestand kein signifikanter Unterschied ($p=0,086$). Die Ivoclar-Zähne nahmen das Monomer über den gesamten Messzeitraum auf. Die signifikante Gewichtszunahme lag nach 24 Stunden bei 3,84 Prozent mit $p= 0,032$.

Auch hier war bei den Vita-Zähnen keine makroskopische Löslichkeit zu erkennen, obwohl eine Gewichtsreduktion vorlag. Bei den Ivoclar-Zähnen sind Anteile des Kunststoffes in Lösung gegangen, jedoch war eine Gewichtszunahme messbar (Tab.12 und Abb. 20, S. 47).

Tabelle 12: Lagerung der Kunststoffzähne im Monomer des Kallocryl A®, Gewichtsabnahme- bzw. zunahme in Prozent

		Zeit in Stunden			
		0	1	5	24
Mittelwert in Gewichtsprozent	Vita-Zähne	100,00	100,15	99,99	99,82
	Ivoclar-Zähne	100,00	100,61	102,11	103,84

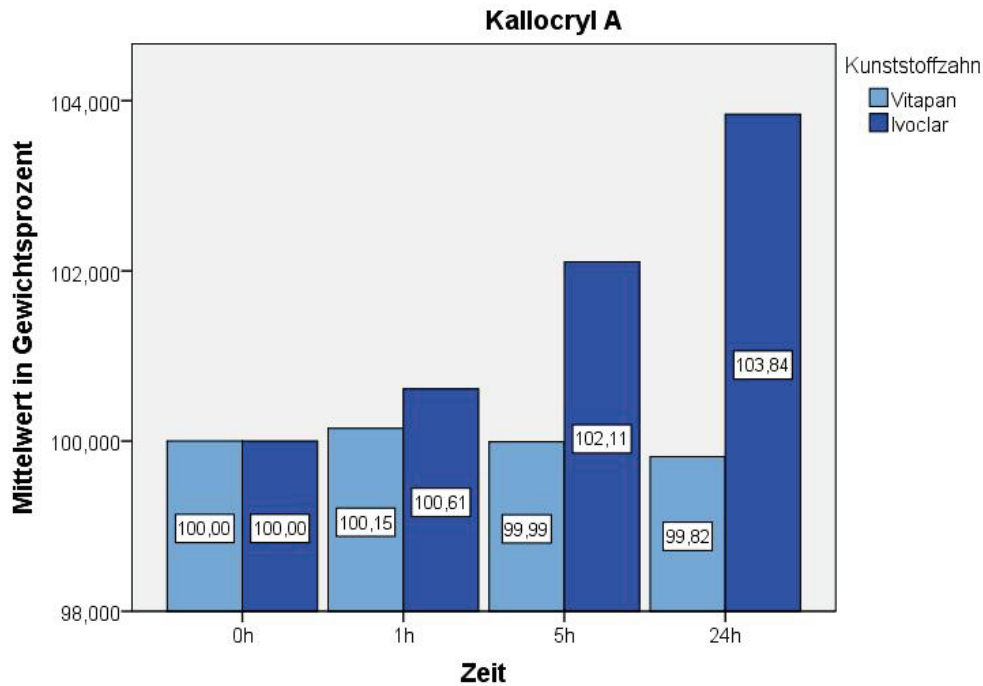


Abbildung 20: Lagerung der Kunststoffzähne im Monomer des Kallocryl A®, Angaben in Gewichtsprozent

4.4.4 Verhalten der Kunststoffzähne im Monomer des PalaXpress®

Das Monomer des Kaltpolymerisats PalaXpress® führte bei den Vita-Zähnen zunächst nach 1 Stunde zu einer Gewichtszunahme um 0,11 Prozent, aber nach 24 Stunden zu einer Gewichtsreduktion von insgesamt 0,01 Prozent. Es lag keine Signifikanz vor ($p=0,06$). Bei den Ivoclar-Zähnen kam es zunächst auch zu einer Erhöhung des Gewichts, nach 24 Stunden wieder zu einer Abnahme des Gewichts. Jedoch bestand im Vergleich zum Ausgangswert eine Gewichtszunahme von 1,5 Prozent (Tab. 13 und Abb. 21, S. 48). Damit lag auch hier keine Signifikanz vor ($p=0,086$).

In der makroskopischen Betrachtung zeigte sich auch hier der Unterschied: die Vita-Zähne sind nicht in Lösung gegangen, die Ivoclar-Zähne dagegen deutlich.

Tabelle 13: Lagerung der Kunststoffzähne im Monomer des PalaXpress®, Gewichtsabnahme- bzw. zunahme in Prozent

		Zeit in Stunden			
		0	1	5	24
Mittelwert in Gewichtsprozent	Vita-Zähne	100,00	100,11	100,06	99,99
	Ivoclar-Zähne	100,00	100,82	102,15	101,50

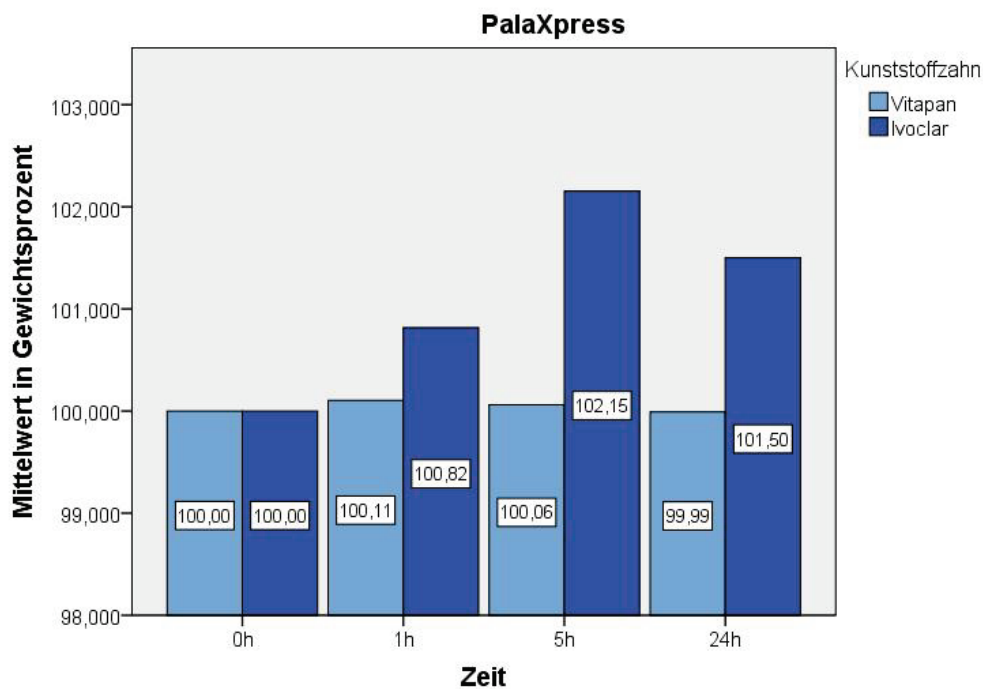


Abbildung 21: Lagerung der Kunststoffzähne im Monomer des PalaXpress®, Angaben in Gewichtsprozent

4.4.5 Verhalten der Kunststoffzähne im Monomer des Paladon®65

Im Monomer des Heißpolymerisats Paladon®65 erfolgte eine Gewichtsabnahme der Vita-Zähne um insgesamt 0,17 Prozent. Damit lag kein signifikanter Unterschied mit $p=0,182$ vor. Die Ivoclar-Zähne nahmen nach 24 Stunden deutlich mit 6,87 Prozent an Gewicht zu (Tab. 14, Abb. 22, S. 49). Es bestand ein signifikanter Unterschied mit $p=0,029$.

Makroskopisch wiederholte sich hier das Verhalten der Zahngruppen. Die Vita-Zähne zeigten keine Löslichkeit. Bei den Ivoclar-Zähnen war der Materialverlust sichtbar.

Tabelle 14: Lagerung der Kunststoffzähne im Monomer des Paladon 65®, Gewichtsabnahme- bzw. zunahme in Prozent

		Zeit in Stunden			
		0	1	5	24
Mittelwert in Gewichtsprozent	Vita-Zähne	100,00	99,97	99,86	99,83
	Ivoclar-Zähne	100,00	100,00	102,76	106,87

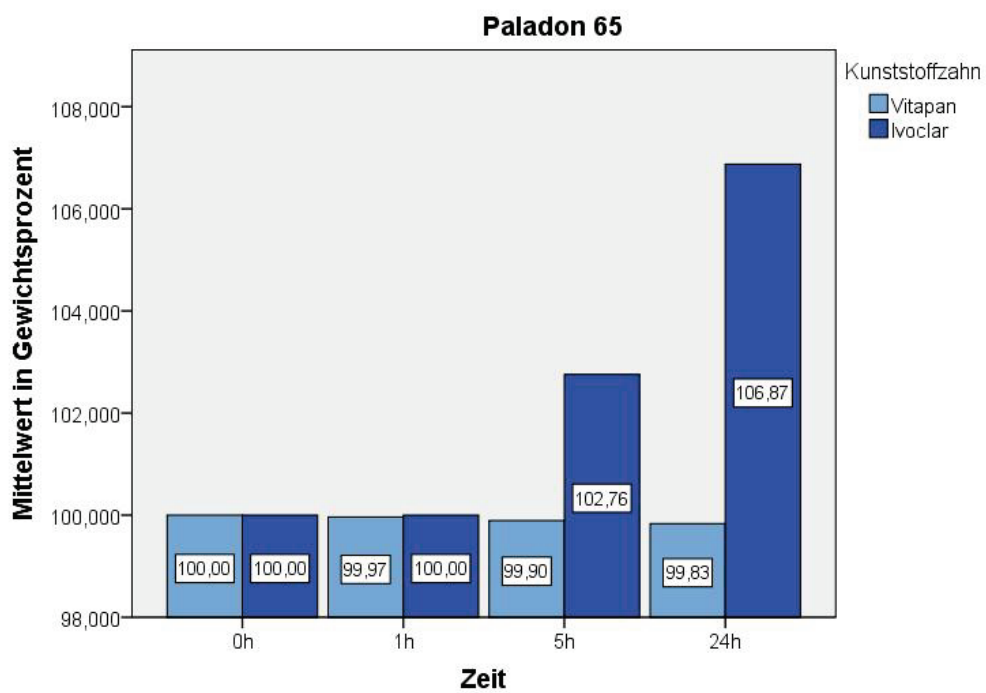


Abbildung 22: Lagerung im Monomer des Paladon®65, Angaben in Gewichtsprozent

5 Diskussion

Seit der Entwicklung der Polymethylmethacrylate und deren Nutzung als Prothesenbasismaterial in den 30er Jahren des letzten Jahrhunderts besteht das Problem, den Verbund zu den künstlichen Zähnen in der Herstellungsphase und in der Nutzungsphase des Patienten zu sichern. Die zunächst hauptsächlich verwendeten Keramikzähne stehen in einem rein mechanischen Verbund zur Prothesenbasis. Mit den entwickelten unvernetzten Kunststoffzähnen konnte ein chemischer Verbund zur Basis erreicht werden, jedoch waren diese Zähne wenig abrasionsbeständig. Um dieses Problem zu lösen, kamen neu entwickelte Kunststoffzähne aus hochvernetzten, abrasionsstabileren Kunststoffen zur Anwendung. Dies führte jedoch wieder zu einem schlechten Verbund zwischen Kunststoffzahn und Prothesenbasismaterial, da sich die hochvernetzten Zähne weniger gut vom Monomer des Basiskunststoffes anlösen ließen. Die Penetration des Monomers war durch das dichte Polymernetz erschwert. Dies führte dazu, dass man die Kunststoffzähne in verschiedenen Schichten gestaltete: der Inzisal- bzw. Okklusalebene hochvernetzt wegen der Abrasionsstabilität, die Zahnbasis niedrig vernetzt für die bessere Anlösbarkeit.

Zahlreiche Untersuchungen wurden durchgeführt, das geeignetste Material und die optimale Methode zu finden (SCHWICKERATH, 1982). Interessanterweise dominiert die Stoffgruppe der Polymethylmethacrylate in der Herstellung von herausnehmbarem Zahnersatz bis in die heutige Zeit (DEWEIN, 1958; JANDA, 1997; WELKER und LENZ, 1997; WELKER, 1998).

In der täglichen Praxis ist auch gegenwärtig immer wieder ein Versagen des Verbundes mit den Kunststoffzähnen zu beobachten. Trotz zahlreicher Untersuchungen ist dieses Thema ein noch nicht zuverlässig gelöstes Problem innerhalb der Zahntechnik.

5.1 Kritische Wertung von Material und Methode

Die in dieser Studie gewählten Prothesenbasiskunststoffe und auch die Kunststoffzahnfabrikate sind gängige und teils langjährig etablierte Materialien in der Zahntechnik. Wichtig für die Auswahl war es, einen Vergleich zwischen Kalt- und

Heißpolymerisaten durchführen zu können, denn auch bereits TRUDSØ et al. (1980) beschrieben einen Unterschied zwischen Kalt- und Heißpolymerisaten in Bezug auf den Verbund zwischen Prothesenbasiskunststoff und Kunststoffzähnen. Bei den Kaltpolymerisaten scheint ein geringerer Haftverbund zu bestehen.

Auch sollten hier verschiedene Methoden der Herstellung von herausnehmbarem Zahnersatz miteinander verglichen werden.

Für das Kaltpolymerisat Kallocryl A® wird laut Hersteller (Speiko-Dr. Speier GmbH, Münster, Deutschland) die Stopf-Pressstechnik empfohlen. Es kann für die Herstellung von Voll- und Teilprothesen, aber auch für die Reparatur von Prothesen angewendet werden.

Das Kaltpolymerisat PalaXpress® wird mittels Injektionsverfahren im Druckluft-Injektionsgerät Palajet verarbeitet, welches nach Herstellerangaben (Heraeus Kulzer GmbH, Hanau, Deutschland) exakt auf die Materialeigenschaften des PalaXpress® abgestimmt ist.

Für Heißpolymerisate gibt es ebenfalls verschiedene Methoden der Verarbeitung. Das Polymerisieren erfolgt jedoch übereinstimmend im Wasserbad nach einem bestimmten Temperatur-Zeit- Regime (WELKER, 2000). In dieser Studie wurde die in der Zahntechnik der Martin-Luther- Universität Halle- Wittenberg übliche Methode für Paladon®65 (Heraeus Kulzer GmbH) gewählt. Entscheidend ist in jedem Fall die richtige Verarbeitung nach Herstellerangaben (SCHWICKERATH, 1982; WELKER und LENZ, 1997; JANDA, 2000).

In den verschiedenen Studien zur Verbundproblematik wurden die Prothesenkunststoffzähne häufig in ihrer Form verändert, um für die Messapparaturen passende Prüfkörper zu erhalten. So schliffen FLETCHER et al. (1985), CLANCY und BOYER (1989), CLANCY et al. (1991) und SCHNEIDER et al. (2002) die Kunststoffzähne zu Zylindern, MATERNA (2007) schliff aus Seitenzähnen Zapfen, BRANDT (2007) schliff quaderförmige Probekörper. Hier sollten die Zähne in ihrer Form möglichst wenig verändert werden, so wie auch bei BARPAL et al. (1998), CHUNG (2008), MENG (2010) und KURT (2011).

CUNNINGHAM und BENINGTON (1999) beschrieben, dass das Abschleifen oder das Ziehen von Rillen auf der Basisfläche der Zähne keine signifikante Verbesserung im

Haftverbund bringen. Auch BEUER et al. (2006) kamen zu dem Schluss, dass mit der makromechanischen Retention keine Verbesserung zu erzielen ist.

Andere Autoren empfahlen nur die Maßnahme des Anrauens, dies sei unabdingbar für einen sicheren Verbund zwischen Prothesenbasismaterial und Kunststoffzahn (FLETCHER et al., 1985; WÖSTMANN und SCHULZ, 1989; POSPIECH, 2002). Dazu wäre auch das Sandstrahlen zu rechnen (CHUNG et al., 1998; MATERNA, 2007; SAAVEDRA, 2007). Die makromechanischen Retentionen wie Rillen, Nuten, Löcher wurden zum Teil auch empfohlen (CARDASH, 1990; VALLITTU, 1995; ZUCKERMANN, 2003).

Der Hersteller Heraeus Kulzer GmbH (2005) selbst empfiehlt das Anrauen der Kunststoffzähne mit einem Diamantschleifer oder mittels Sandstrahlen.

Auf makromechanische Retentionen wurde hier verzichtet. Durch das Einebnen der konkaven Basalfläche mit einer feinen Hartmetallfräse wurde eine angeraute Oberfläche erzielt. Die plane Zahnfläche sollte auf der planen Fläche der Probekörperbasis liegen. Das rein chemische Verhalten der Materialien miteinander sollte untersucht und verglichen werden.

Bei der Auswahl der Prothesenzähne wurde darauf geachtet, nahezu formgleiche Zähne und damit annähernd flächengleiche Zähne der beiden Hersteller zu finden. Die Zähne sollten aus PMMA bestehen. Frontzähne wurden gewählt, weil diese am häufigsten zu Verlust gehen, da im Vergleich mit Seitenzähnen relativ wenig Fläche dem chemischen Verbund zum Prothesenkunststoff zur Verfügung steht. Das basale Beschleifen bis zur Einebnung der Konkavität erfolgte manuell und unterliegt damit einer gewissen individuellen Abweichung. Die plane Basis wurde geschaffen, um einen flächigen Kontakt zur Probekörperbasis zu erreichen und einen mechanischen Verbund auszuschließen. Der vorhandene Unterschied in der Flächengröße der Basen, wurde durch die Vermessung der Flächen ermittelt und in den später folgenden Auswertungen der Haftkraftwerte mit eingeschlossen.

Wichtig war es ebenso, dass der Zahnhalsbereich nicht von Wachs umflossen wurde. Somit war nach der Polymerisation keine Kunststoffmanschette vorhanden, die eine zusätzliche, aber unkontrollierte Retention darstellen würde. Dies entspricht damit nicht der Situation in der Praxis, dort sind die Zähne deutlich vom Wachs und später Kunststoff umschlossen. Hier sollte ein reiner Flächenkontakt gewährleistet werden, so dass die wirkliche Haftkraft zwischen Prothesenbasismaterial und Kunststoffzahn

ermittelt werden konnte. Damit sind die gemessenen Haftkraftwerte nicht unmittelbar auf die klinische Situation zu übertragen.

Das verbliebene Wachs auf den Zahnflächen hat einen großen Einfluss auf den Haftverbund. Dies bestätigen CUNNINGHAM und BENINGTON (1996, 1997, 1999). Sie beschrieben eine hohe signifikante Abschwächung des Verbundes bei Wachskontamination. Die günstigste Variante der Wachsentfernung sahen sie im Abbrühen mit 90°C heißem Wasser, so wie auch SPRATLEY (1987). Desweiteren fanden sie heraus, dass mit der Anwendung eines Wachslösers eine vollständige Wachsfreiheit zu erreichen ist. Dieser Aussage konnten sich KURT et al. (2010) anschließen.

In dieser Studie wurden die Zähne nach dem Ausbrühen mit 90°C heißem Wasser für 1 Minute abgespült. Ein Wachslöser wurde nicht angewandt, da es keine standardisierte Anwendungsempfehlung dafür gibt (KURT, 2010).

Die Kontamination mit Alginat scheint hingegen den Verbund zwischen Prothesenbasis und Kunststoffzahn nicht zu beeinträchtigen (SPRATLEY, 1987; CUNNINGHAM und BENNINGTON, 1996). Zu einem anderen Ergebnis kamen SUZUKI et al. (1990). Sie beschrieben, dass verbliebenes Alginat auf der Zahnbasis den Verbund reduzieren kann. Hier wurde darauf geachtet, dass es nicht zu einer Benetzung der Basalfläche der Zähne mit dem Isoliermittel auf Alginatbasis kam.

Die Anwendung eines Haftvermittlers wird kontrovers diskutiert. SUZUKI et al. (1990), CUNNINGHAM (2000), JANDA (2000), POSPIECH (2002), SAAVEDRA et al. (2007) und MENG et al. (2010) empfahlen den Einsatz. SUZUKI et al. stellten jedoch fest, dass sich die Eindringtiefe des Haftvermittlers in den Kunststoffzahn in Abhängigkeit vom Fabrikat unterscheidet und damit auch der positive Effekt auf den Haftverbund.

Andere Autoren sahen keine Notwendigkeit der Anwendung eines Haftvermittlers (BEUER et al., 2006). Der Haftvermittler wurde in ihren Untersuchungen nur als Reiniger angesehen und diese Aufgabe könnte auch das separat aufgetragene Monomer übernehmen.

Das Auftragen von Monomer anstelle eines Haftvermittlers wird ebenfalls kontrovers diskutiert. GEERTS und JOOSTE (1990) sprachen für das Bestreichen der Basalfläche der Kunststoffzähne mit Monomer, ebenso VALLITTU et al. (1994), BARPAL et al. (1998), CUNNINGHAM und BENINGTON (1990), JANDA, 2000; KURT et al. (2010).

SPRATLEY (1987) beschrieb, dass die Anwendung des Monomers den Haftverbund scheinbar nicht positiv beeinflusst.

Die Wirkungen des Haftvermittlers und des Monomers sind ähnlich, da der Hauptbestandteil des Haftvermittlers Methylmethacrylat ist. Dieses löst die PMMA-Oberfläche des Kunststoffzahnes an. In das gelockerte Polymer Netzwerk soll das Monomer des Kunststoffteiges besser eindringen und dadurch zu einem gesteigerten Verbund führen können. Als weiteres Lösungsmittel enthält der Haftvermittler Vitacoll® das Butanon.

Der empfohlene Haftvermittler Vitacoll® der Firma Vita wurde sowohl bei den Vita-Zähnen als auch bei den Ivoclar-Zähnen angewandt, obwohl die Firma Ivoclar keinen Haftvermittler empfiehlt. Es sollte geprüft werden, ob ein als gut angesehener Verbund durch einen Haftvermittler weiter erhöht werden kann.

Das Ausarbeiten der Probekörper nach der Polymerisation mit Hartmetallfräsen erfolgte analog der Bearbeitung des herausnehmbaren Zahnersatzes in der Zahntechnik. Jedoch kommt es zu einer individuellen mechanischen Manipulation durch das Entfernen von Gipsresten und Kunststoffüberständen, der sogenannten Pressfahnen. Die Manipulation sollte hier mit der nur groben Ausarbeitung möglichst gering gehalten werden. Dennoch sind Einflüsse auf den Verbund nicht völlig auszuschließen.

In der praktischen Anwendung eines Zahnersatzes kommt es zu einer Kombination von Zug-, Kaudruck- und Schubkräften (KASISKE et al., 1988; WEBER und SETZ, 2007). Mit Schubkräften sind in diesem Fall die Abscherkräfte gemeint.

In einigen Studien wurde die reine Zugkraft zwischen Kunststoffzahn und Basismaterial untersucht (RÖLLICKE, 1999; BRANDT, 2007; CHUNG et al., 2008; KURT et al., 2010).

Andere untersuchten die Scherkräfte (GEERTS und JOOSTE, 1990; CUNNINGHAM, 2000, BEUER et al., 2006; MENG, 2010), für die es „im Bereich der zahnärztlichen Kunststoffe keine verbindlichen Standards“ gibt (BRANDT, 2007). VALLITTU (1995) stellte fest, dass der Verbund für die Scherkräfte größer ist als bei den Zugkräften. BRANDT (2000) untersuchte auch die unterschiedliche Kraftwirkung in Abhängigkeit vom Angriffspunkt.

Die Bestimmung der Haftkraftwerte wurde hier durch Abscherversuche ausgeführt. Diese entsprechen eher der klinischen Situation als Zugversuche.

Das Verhalten der Kunststoffzähne in Flüssigkeiten, beschränkt sich in der Literatur weitestgehend auf das Verhalten in Wasser, analog des feuchten Milieus in der Mundhöhle (OTTL et al., 1995).

Die Reaktion der Zähne mit den Flüssigkeiten, die bei der Herstellung von Zahnersatz zur Anwendung kommen, wie Haftvermittler und Monomer, sollte ebenfalls untersucht werden. Damit sollte die Wirkung der Flüssigkeiten auf das Zahnmaterial im Sinne der Penetration und Lösung betrachtet werden, um Rückschlüsse auf den Verbundmechanismus ziehen zu können. Die Annahme war, dass eine reine Gewichtsbestimmung ein Maß für die Reaktion mit der jeweiligen Flüssigkeit sein kann. Jedoch war das Ausmaß der Quellung, also eine Gewichtszunahme, schwer zu beurteilen, da es zeitgleich teilweise zu einer Lösung, also einem Gewichtsverlust, kam. Damit lässt sich diese Methode aus quantitativer Sicht als nicht sehr geeignet beurteilen. Es ist lediglich eine qualitative Beurteilung möglich.

5.2 Diskussion der Ergebnisse

Aus den Ergebnissen dieser Arbeit lässt sich ableiten, dass der Haftverbund zwischen Prothesenbasis und Kunststoffzahn mit den Heißpolymerisaten stärker ist als mit den Kaltpolymerisaten. Sowohl bei den Vita-, als auch bei den Ivoclar-Zähnen dominieren hier die Werte für den Haftverbund mit Kräften von über 120 N. Auch bei CLANCY und BOYER (1989), CLANCY et al. (1991), VALLITTU et al. (1997), SCHNEIDER et al. (2002) und ZUCKERMANN (2003) lagen die Verbundwerte bei den Heißpolymerisaten am höchsten. Eine Erhöhung der Polymerisationstemperatur ermöglicht offenbar ein stärkeres Anlösen des Kunststoffzahnes durch das Monomer (VALLITTU und RUYTER, 1997).

Ein Unterschied besteht bei den Ergebnissen unter Anwendung eines Haftvermittlers. Bei den Vita-Zähnen konnten die Ergebnisse des Haftverbundes des Heißpolymerisats mit Haftvermittler verbessert werden, auch wenn der Unterschied nicht signifikant war. Bei den Ivoclar-Zähnen verschlechterte sich der Verbund unter Anwendung des Haftvermittlers signifikant.

Im Vergleich der Haftkraftwerte bei der Heißpolymerisation zwischen den Vita- und Ivoclar-Zähnen müssen die unterschiedlichen Flächengrößen mit einbezogen werden. Die Verbundflächen der hier gewählten Ivoclar-Zähne sind im Mittel um 2,9 Prozent kleiner als die der Vita-Zähne. Reduziert man den Mittelwert des Haftverbundes bei den Vita-Zähnen ohne Haftvermittler um diesen Prozentanteil und stellt den Vergleich zu den Ivoclar-Zähnen her, zeigt sich, dass die Vita-Zähne dennoch gegenüber den Ivoclar-Zähnen dominieren. Dies ist auch bei der Anwendung des Haftvermittlers der Fall. Hier sind ebenfalls die Vita-Zähne den Ivoclar-Zähnen überlegen.

Eine mögliche Ursache für das unterschiedliche Verhalten der Kunststoffzähne bei der Anwendung des Haftvermittlers kann in der unterschiedlichen Materialbeschaffenheit der Zähne zu finden sein. Dieses wurde hier mittels Lagerung der Kunststoffzähne u.a. im Haftvermittler geprüft. Die Ivoclar-Zähne nahmen in 24 Stunden deutlich mehr vom Haftvermittler auf. Das Polymernetzwerkgefüge wurde soweit gelockert, dass Kunststoffanteile abgelöst wurden und dann zu Verlust gingen. Damit wurde der Verbund zum Prothesenbasiskunststoff geschwächt.

Der Haftvermittler wird für die Vita-Zähne empfohlen, dort scheint der Vernetzungsgrad höher zu liegen, so dass dort ein Anlösen, aber nicht Ablösen, erfolgt. Ein höherer Vernetzungsgrad lässt sich bei den Vita-Zähnen auch von der geringeren Wasseraufnahme nach Wasserlagerung ableiten. Ein erhöhter Vernetzungsgrad führt zur verringerten Wasseraufnahme (ARIMA et al., 1996). Bei den Ivoclar-Zähnen ist der Vernetzungsgrad, zumindest im Zahnhalsbereich, vermutlich geringer, so dass kein Anlösen mit dem Haftvermittler Vitacoll® vor dem Polymerisieren des Prothesenkunststoffes sinnvoll erscheint, vielmehr zum schlechteren Verbund führt.

Die Haftkraftwerte in den Versuchsreihen mit Kallocryl A® als Vertreter eines Kaltpolymerisats in der Stopf-Press-Technik liegen hier im Mittel unter 100 N.

Bei den Vita-Zähnen konnte mit der Anwendung des Haftvermittlers eine signifikante Erhöhung der Verbundwerte erreicht werden ($p=0,000$). Mit der Anwendung des Haftvermittlers in der Reihe der Ivoclar-Zähne kam es auch hier zu einer Verschlechterung. Die Mittelwerte liegen mit 57,59 N signifikant unter 87,05 N in der Reihe ohne Haftvermittler.

Im Vergleich der Zahngruppen bei der Anwendung des Kallocryl A® zeigt sich ein sehr hoher signifikanter Unterschied bei der Verarbeitung ohne Haftvermittler ($p=0,002$)

zugunsten der Ivoclar-Zähne. Ein höchstsignifikanter Unterschied ergab sich bei Einsatz eines Haftvermittlers ($p=0,000$) zugunsten der Vita-Zähne.

Bezieht man auch hier den prozentualen Flächenunterschied mit ein, liegen die Verbundwerte in den Versuchsreihen ohne Haftvermittler für die Ivoclar-Zähne höher. Bei der Anwendung des Haftvermittlers dominieren wieder die Vita-Zähne.

Das Injektions-Nachpressverfahren bringt als zeitsparendere Methode im Vergleich mit der Heißpolymerisation gute physikalische Eigenschaften.

Auch in den Versuchsreihen der Vita-Zähne mit PalaXpress® konnte die Anwendung des Haftvermittlers den Verbund verbessern.

Bei den Ivoclar-Zähnen bringt die Anwendung des Haftvermittlers wiederum eine höchstsignifikante Verringerung der Haftkraft ($p=0,000$).

Die Ergebnisse in den Versuchsreihen ohne Haftvermittler unterscheiden sich ebenfalls signifikant ($p=0,015$) zwischen den Zahngruppen. Unter Einbeziehung des Flächenunterschiedes ergeben sich auch hier für die Vita-Zähne höhere Verbundwerte. Mit der Anwendung des Haftvermittlers ist ein höchstsignifikanter Unterschied ($p=0,000$) zwischen den Vita- und Ivoclar-Zähnen zu bestätigen. Im Vergleich der prozentualen kleineren Fläche verstärkt sich die Tendenz für die Vita-Zähne.

Hier kann ebenso die Vermutung angestellt werden, dass der Haftvermittler bei den Ivoclar-Zähnen das Polymernetzwerk auflöst und damit das Gefüge zu sehr lockert und der Verbund sich damit verschlechtert. Die Ergebnisse für die Ivoclar-Zähne stimmen mit der Empfehlung des Herstellers überein, bei diesen Zähnen keinen Haftvermittler vor der Polymerisation auf der Basalfläche der Kunststoffzähne anzuwenden.

Die Empfehlung, anstelle des Haftvermittlers ein Monomer anzuwenden, lässt sich hier nicht bestätigen. Da die Ivoclar-Zähne bei Lagerung bis zu 24 Stunden in allen 3 Monomeren der entsprechenden Prothesenbasiskunststoffe einen makroskopisch sichtbaren Materialverlust im Zahnhalsbereich zeigten. Hier löst das Monomer die Polymernetzwerkstruktur auf und nicht nur an.

Jedoch wirkt in der Praxis das Monomer nicht 24 Stunden auf den Kunststoffzahn.

Es lässt sich die Vermutung aufstellen, dass das im Kunststoffteig vorhandene Monomer bei den Ivoclar-Zähnen ausreichend ist, um deren Polymernetzwerk an der Zahnbasis zu lockern und einen guten Verbund zu erzielen. Auch WOLFARTH und GÜNTZER (2003) bestätigen dieses Verhalten des Monomers.

Inwiefern der Haftvermittler oder das Monomer auf die Basisfläche der Zähne wirken kann, hängt auch davon ab, wie stark die Kunststoffzähne an der Unterseite beschliffen werden. Wenn die Basis über das Einebnen des konkaven Bereichs hinaus stärker beschliffen wird, was durchaus gängig in der Zahntechnik ist, kann der niedrig vernetzte Anteil des Zahnhalsbereiches bei den hochvernetzten Zähnen bereits entfernt worden sein. Dann ist die Wirkung des Haftvermittlers bzw. des Monomers als Lösungsmittel erschwert (UTZ, 1996; BRANDT, 2007).

Die Ergebnisse dieser Arbeit zeigen, dass der Haftvermittler Einfluss auf Haftverbundwerte nimmt, im Gegensatz zu den Ergebnissen von BEUER et al., 2006, die keine Einflussnahme erkennen konnten.

Dass sich vom geringeren Haftverbund der Ivoclar-Zähne im Vergleich mit den Vita-Zähnen bei den hier gewählten Prothesenkunststoffen auf eine insgesamt verringerte klinische Qualität im Sinne der geringeren Vernetzung und Abrasivität schließen lässt, ist durch weitere Untersuchungen zu prüfen. Die Ivoclar-Zähne werden vom Hersteller als hochvernetzt (DCL= double crosslinked) und damit als abrasionsstabil bezeichnet. Das Löslichkeitsverhalten spricht jedoch eher gegen eine hochvernetzte Struktur. HEINTZE et al. (2009) konnten auch feststellen, dass die DCL-Zähne der Firma Ivoclar weniger abrasionsstabil waren als die nanogefüllten Komposit-Zähne (NFC) der Firma Candular (Wangen, Schweiz).

Die Firma Vita beschreibt die Vitapan-Zähne mit einem „besten Abrasionsverhalten“ und in der Praxis wird der Vitapan-Zahn als spröde und hochgefüllt bezeichnet (BEUER et al., 2006).

Innerhalb der Bruchflächenanalyse lässt sich mit dem bloßen Auge feststellen, dass es zu rein adhäsiven Brüchen oder kombiniert adhäsiven und kohäsiven Brüchen kam. Rein kohäsive Brüche, wie sie bei CLANCY und BOYER (1989) teilweise und bei BEUER et al. (2006) vollständig erreicht wurden, gestatten keine Aussage über den Grad der Verbundfestigkeit. Nach BRANDT (2007) würde dann die Festigkeit des Zahnes oder des Kunststoffes, aber nicht die Verbundfestigkeit gemessen.

In diesen Versuchsreihen kam es bei den Heißpolymerisaten beider Zahntypen zu kombinierten Brüchen, d.h. mit kohäsivem und adhäsivem Anteil. CLANCY und BOYER (1989) fanden bei den Heißpolymerisaten einen höheren Anteil an kohäsiven Brüchen. In diesen Untersuchungen kam es auch bei den Vita-Zähnen im Nachpress-

Injektionsverfahren mit Haftvermittler zu diesen gemischten Brüchen. Der kohäsive Anteil im Verbund bestätigt, dass eine deutliche chemische Verbindung zwischen Kunststoffzahn und Prothesenbasiskunststoff eingetreten ist. Dieser chemische Verbund wird als Hauptvorteil der Kunststoffzähne im Vergleich mit den Keramikzähnen als künstliche Zähne hervorgehoben (FUHR et al., 1990; THÄMERT, 1998).

Inwiefern die Aufnahme des Wassers durch die Kunststoffzähne Einfluss auf den Verbund hat, lässt sich hier nur vermuten. Bei beiden Zahntypen konnte eine Wasseraufnahme über den Zeitraum von 24 Stunden verzeichnet werden. Auch die Wassermoleküle führen zu einer Auflockerung des Polymernetzwerkes (FINGER, 1975). Es stellt sich die Frage, ob die Moleküle des Monomers des Kunststoffteiges besser in diese aufgelockerte Struktur eindringen können. Da dieser Quellprozess unkontrollierbar ist, bleibt er innerhalb des Herstellungsprozesses von Prothesen unerwünscht. Desweiteren ist die Einwirkzeit von Wasser innerhalb des Herstellungsprozesses einer Prothese, zum Beispiel beim Einbetten oder Ausbrühen, nur sehr kurz und spielt damit sicher eher eine untergeordnete Rolle.

Betrachtet man die erreichten Haftkraftwerte aus der Sicht der mechanischen Belastung durch das Kauen, stellt man fest, dass diese Werte im Bereich der maximal möglichen Kaukraftwerte von 190 N (Mittelwert 45,9 N) für den Frontzahnbereich bei Totalprothesenträgern (DETTE, 1987) liegen. Die hier erreichten höchsten Mittelwerte sind bei den Vita-Zähnen mit dem Prothesenkunststoff Paladon®65 unter Anwendung des Haftvermittlers bei 177,87 N zu finden. Der erreichte Maximalwert beträgt 401,17 N.

WANG und STOHLER (1990) zeigten, dass die zur Nahrungsaufnahme benötigten Kaukräfte nur 10 Prozent der möglichen Kaukräfte betragen. Somit wurde eine physiologische Kaukraft bei normaler westlicher Kost von 40 N registriert. Die hier ermittelten Haftkraftwerte liegen damit höher, als die tatsächlich wirkenden Kaukräfte. Parafunktionell können natürlich höhere Kräfte auftreten.

Es muss weiterhin beachtet werden, dass eine Vielzahl von Kunststoffzähnen unterschiedlichster Zusammensetzung auch innerhalb des Sortiments eines Herstellers existieren und jedes Material für sich geprüft werden müsste. BARPAL et al. (1998) kamen in ihrer Studie ebenso zu dem Ergebnis, dass verschiedene Vorbearbeitungen

der Kunststoffzähne bei unterschiedlichen Basiskunststoffen nicht zu den gleichen Ergebnissen führen. Dies stimmt mit den Ergebnissen von SCHNEIDER et al. (2002) überein. Sie fassten zusammen, dass immer nach der optimalsten Kombination von Prothesenbasismaterial und Kunststoffzähnen gesucht werden sollte, um Prothesenbrüche und resultierende Reparaturen zu vermeiden.

Bisher ist es noch nicht gelungen, eine besonders geeignete Prothesenbasis-Kunststoffzahn-Kombination zu finden (SCHNEIDER et al., 2002). Insgesamt dominieren im Haftverbund die Heißpolymerisate (CLANCY und BOYER, 1989; CLANCY et al., 1991; VALLITTU et al., 1997; SCHNEIDER et al., 2002; ZUCKERMANN, 2003), jedoch gehören die Kaltpolymerisate aufgrund ihrer deutlich kürzeren Verarbeitungszeit (MARXKORS et al.; 2008) und guten Praktikabilität zu den bevorzugten Materialien für die Herstellung und für die Reparatur von Prothesen.

Der sichere Weg, den Verbund zwischen Kunststoffzahn und Prothesenbasis zu optimieren, liegt darin, die Basalfläche der Zähne zu konditionieren. Dafür gibt es die verschiedensten Ansätze. Günstig ist es, eine Kombination von chemischem und mechanischem Verbund zu erreichen (CHUNG, 2007; MENG, 2010). Es sollte ein direkter Vergleich in der Anwendung eines Haftvermittlers und eines Monomers erfolgen.

Inwiefern die Zähne basal beschliffen oder bearbeitet werden dürfen ohne den hochvernetzten Bereich zu erreichen, könnte mittels Markierungen oder Maßangaben seitens der Hersteller erreicht werden.

Nach den Ergebnissen sollte bei der Herstellung von Prothesen der Heißpolymerisation wieder mehr Beachtung geschenkt werden. Damit kann der bessere Verbund mit den Kunststoffzähnen kombiniert werden mit der insgesamt besseren Qualität des Materials.

6 Zusammenfassung

Ziel dieser Arbeit war es, eine materialabhängige Methode für die Herstellung von Prothesen zu finden, die einen optimalen Verbund zwischen Prothesenbasis und Prothesenkunststoffzahn ergibt. Dabei sollten verschiedene Prothesenbasiskunststoffe mit unterschiedlichen Zahntypen kombiniert werden. Desweiteren sollte die Wirkung eines Haftvermittlers, welcher den Haftverbund unterstützen soll, untersucht werden. Es wurden ein Heißpolymerisat, Paladon®65 (Heraeus Kulzer GmbH & Co. KG, Hanau, Deutschland) und zwei Kaltpolymerisate, Kallocryl A® (Speiko-Dr. Speier GmbH, Münster, Deutschland) und PalaXpress® (Heraeus Kulzer GmbH & Co. KG, Hanau, Deutschland) ausgewählt. Diese Kunststoffe unterscheiden sich weiterhin in ihrer Verarbeitungsmethode. Paladon®65 wurde im klassischen Wasserbad für Heißpolymerisate polymerisiert. Kallocryl A® wurde unter Anwendung der Stopf-Press-Technik bei Zimmertemperatur verarbeitet. Entsprechend den Herstellerempfehlungen wurde das Kaltpolymerisat PalaXpress® mittels Injektions-Nachpressverfahren im Injektionsgerät Palajet® (Heraeus Kulzer GmbH & Co. KG, Hanau, Deutschland) verarbeitet. Als Kunststoffzähne wurden linke mittlere Oberkieferschneidezähne der Firma VITA: Vitapan® T 77 1 (VITA Zahnfabrik, Bad Säckingen, Deutschland) und des Herstellers Ivoclar Vivadent: SR Vivodent® DCL A 24 B (Ivoclar Vivadent GmbH, Ellwangen, Deutschland) verwendet. Als weiterer Parameter kam bei der Hälfte der Proben der empfohlene Haftvermittler der Firma Vita Vitacoll® (VITA Zahnfabrik, Bad Säckingen, Deutschland) zur Anwendung. Die Kunststoffzähne wurden vor der Polymerisation basal plan beschliffen. Es wurde so viel Material abgetragen, dass die konkave Form eingeebnet war. Die Verbundwerte der polymerisierten Probekörper wurden in der Zwick Universalprüfmaschine vom Typ Z 005 (Fa. Roell, Ulm, Deutschland) mittels wirkender Abscherkraft bestimmt. Die ermittelten Haftkraftwerte wurden zwischen den Zahntypen, den Prothesenmaterialien und den verschiedenen Methoden der Anwendung des Haftvermittlers verglichen. Der minimale Größenunterschied der Basalflächen der Kunststoffzähne wurde berücksichtigt. Die Bruchflächenanalyse erfolgte visuell mit dem bloßen Auge. Desweiteren wurden die Kunststoffzähne dieser Studie in 5 verschiedene Flüssigkeiten (destilliertes Wasser, Haftvermittler Vitacoll®, Monomer

des Kallocryl A®, Monomer des Paladon®65, Monomer des PalaXpress®) für 24 Stunden gelegt. Anhand der Gewichtsveränderung sollte das Aufnahmevermögen der Kunststoffzähne für die entsprechende Flüssigkeit geprüft werden. Zusätzlich wurde die Löslichkeit in der entsprechenden Flüssigkeit makroskopisch beurteilt.

Bei beiden Zahntypen dominierten die Haftverbundwerte bei dem Heißpolymerisat, gefolgt vom Kaltpolymerisat, welches mittels Injektions-Nachpressverfahren verarbeitet wurde. Die Werte für das Kaltpolymerisat im Stopf-Pressverfahren waren am geringsten, erreichten jedoch im Mittel die Werte, die als funktionelle Kaukräfte angegeben werden. Die mit Totalprothesen in Einzelfällen möglichen maximalen Kaukräfte könnten jedoch die Verbundfestigkeit überfordern.

Die Kombination von kohäsiven und adhäsiven Brüchen ließ sich bei den Heißpolymerisaten für beide Zahntypen, sowie bei dem Injektions-Nachpressverfahren für die Vita-Zähne mit Anwendung des Haftvermittlers finden. Die anderen Verfahren zeigten adhäsive Bruchlinienverläufe, was für eine verminderte Verbundfestigkeit spricht.

Die Anwendung des Haftvermittlers konnte bei den Vita-Zähnen die Verbundwerte für alle drei Prothesenbasiskunststoffe erhöhen. Hier ist die Anwendung des firmeneigenen Haftvermittlers zu empfehlen.

Bei den Ivoclar-Zähnen führte der Haftvermittler bei den drei Basiskunststoffen zu einer Verschlechterung der Haftwerte. Der Haftvermittler, sowie die Monomere lösten hier das Polymernetzwerk der Kunststoffzähne an der Basalfläche nicht nur an, sondern auf. Damit konnte kein optimaler Verbund erreicht werden. Hier sollte die Polymerisation ohne Haftvermittler erfolgen.

Da jedoch seitens der Hersteller keine genauen Angaben bezüglich der Schichtung der Prothesenzähne gemacht werden, ist die Interpretation der Ergebnisse teilweise spekulativ.

Die Verbundfestigkeit der Heißpolymerisate dominiert mit oder ohne Anwendung eines Haftvermittlers, so dass bei erwarteten höheren Belastungen für die Prothese entgegen der täglichen Praxis doch ein Heißpolymerisat einzusetzen ist.

Ebenso kann das Kaltpolymerisat in der Injektions-Nachpress-Methode für das Erreichen von guten Verbundwerten in der Herstellung von Prothesen mit den hier geprüften Kunststoffzähnen empfohlen werden.

7 Literaturverzeichnis

Arima T, Murata H, Hamada T (1996) The effects of cross-linking agents on the water sorption and solubility characteristics of denture base resin. *J Oral Rehabil* 23:476-480.

Baltzer A, Kaufmann-Jinoian A (2002) Die Beurteilung von Kaukräften. *Quintessenz Zahntech* 28:982-998.

Barpal D, Curtis DA, Finzen F, Perry J, Gansky SA (1998) Failure load of acrylic resin denture teeth bonded to high impact acrylic resins. *J Prosthet Dent* 80:661-671.

Barsby MJ (1992) A denture base resin with low water absorption. *J Dent* 20:240-244.

Brandt S (2007) Untersuchung und Vergleich der Prüfmethode nach DIN 13 914 und DIN EN ISO 3336 für die Verbundfestigkeit von Kunststoffzähnen im Prothesenkunststoff. Med Diss, Universität Berlin.

Beuer F, Erdelt KJ, Friedrich R, Köbele-Bogai K, Eichberger M, Gernet W (2006) Festigkeit von Kunststoffprothesenzähnen auf der Prothesenbasis. *Dtsch Zahnärztl Z* 61:147-150.

Braden M, Clarke RL (1984) Water absorption characteristics of dental microfine composite filling materials. *Biomaterials* 5:369-375.

Cardash HS, Applebaum B, Liberman R (1990) Effect of retention grooves on tooth-denture base bond. *J Prosthet Dent* 64:492-496.

Chung KH, Chung CY, Chung CY, Chan DCN (2008) Effect of pre-processing surface treatments of acrylic teeth on bonding to the denture base. *J Oral Rehabil* 35:268-275.

Clancy JMS, Boyer DB (1989) Comparative bond strengths of light-cured, heat-cured and autopolymerizing denture resins to denture teeth. *J Prosthet Dent* 61:457-462.

Clancy JMS, Hawkins LF, Keller JC, Boyer DB (1991) Bond strength and failure analysis of light-cured denture resins bonded to denture teeth. *J Prosthet Dent* 65:315-324.

Cucci ALM, Vergani CE, Giampaolo ET, Afonso MCSF (1998) Water sorption, solubility, and bond strength of two autopolymerizing acrylic resins and one heat-polymerizing acrylic resin. J Prosthet Dent 80:434-438.

Cunningham JL (1993) Bond strength of denture teeth to acrylic bases. J Dent 21: 274-280.

Cunningham JL, Benington IC (1996) A new technique for determining the denture tooth bond. J Oral Rehabil 23:202-209.

Cunningham JL, Benington IC (1997) A survey of the pre-bonding preparation of denture teeth and the efficiency of dewaxing methods. J Dent 25:125-128.

Cunningham JL, Benington IC (1999) An investigation of the variables which may affect the bond between plastic teeth and denture base resin. J Dent 27:129-135.

Cunningham JL (2000) Shear bond strength of resin teeth to heat-cured and light-cured denture base resin. J Oral Rehabil 27:312-316.

Darbar UR, Huggett R, Harrison A (1994) Denture fracture-a survey. Br Dent J 176: 342-345.

Demisch A: Der Werkstoff in der zahnärztlichen Prothetik. 2. Aufl. Hans Huber, Bern, 1948, S. 43.

Detle KE (1987) Die Funktionsbedingungen totaler Prothesen. Med Habil, Universität Halle-Wittenberg.

Dewein H (1958) Einführung in die zahnärztlichen Kunststoffprobleme. Dtsch Zahnärztl Z 13:1345-1352.

Eichner K (1963) Messung der Kräfte bei Kauvorgängen. Dtsch Zahnärztl Z 18:915-924.

Eichner K, Lindemann W: Kunststoffzähne sowie zahnfarbenes Kronen- und Brückenmaterial. In: Eichner K (Hrsg): Zahnärztliche Werkstoffe und ihre Verarbeitung. Band 1 Grundlagen und ihre Verarbeitung. 5. Aufl. Hüthig, Heidelberg, 1988, S. 177-193.

Finger W (1975) Mechanisch-dynamische Eigenschaften von Prothesen-Kunststoffen. Dtsch Zahnärztl Z 30:665-671.

Fletcher AM, Al-Mulla MA, Amin WM, Dodd AW, Ritchie GM (1985) A method of improving the bonding between artificial teeth and PMMA. J of Dent 13:102-108.

Fuhr K, Behneke N, Reiber T: Die Teilprothese. Diagnostik. Planung. Therapie. Carl Hanser, München, Wien. 1990, S. 13-23.

Geerts GAVM, Jooste CH (1990) A comparison of the bond strengths of microwave- and water bath- cured material. J Prosthet Dent 70:406-409.

Gehre G: Keramische Werkstoffe. In: Eichner K, Kappert HK (Hrsg): Zahnärztliche Werkstoffe und ihre Verarbeitung. 7. Aufl. Thieme, Stuttgart, 2000, S. 360.

Groß A (1977) Ist die Verwendung von Kaltpolymerisat bei der Herstellung definitiver Prothesen nach dem heutigen Entwicklungsstand zu vertreten? Quintess Zahntech 7:45-54.

Groß A (1979) Kunststoffe in der Zahnmedizin. Ch i u Z 5:142-146.

Heintze SD, Schmid-Schwap M, Grunert I, Piehslinger E (2009) Verschleißresistenz zweier Prothesenzahnmaterialien in vivo. Quintess Zahntech 6:718-726.

Hoffmann-Axthelm W: Die Geschichte der Zahnheilkunde. 2. Aufl. Quintessenz, Berlin, 1985, S. 30.

Ivoclar : SR Phonares. Wissenschaftliche Dokumentation.
<http://www.ivoclarvivadent.de>. 23.3.2012

Jakstat HA: Zahnärztliche Werkstoffkunde- ein Arbeitsbuch. 2. Aufl. Th. Klinker, 2008, S. 52.

Janda R: Chemie und Physik zahnärztlicher Kunststoffe. In: Eichner K, Kappert HK (Hrsg): Zahnärztliche Werkstoffe und ihre Verarbeitung. Band 1 Grundlagen und ihre Verarbeitung. 7. Aufl. Thieme, Stuttgart, 2000, S. 173-210.

Janda R: Kunststoffverbundsysteme. 1. Aufl. VCH Verlagsgesellschaft mbH, Weinheim, 1990, S. 182.

Janda R (1997) Prothesenkunststoffe aus werkstoffkundlicher Sicht. Quintess Zahntech 23:665-672.

Kasiske K, Lange KP, Ulrich E: Die totale Prothese. VEB Johann Ambrosius Barth, Leipzig, 1988, S. 50-51.

Kawara M, Carter JM, Ogle RE, Johnson RR (1991) Bonding of plastic teeth to denture base resins. J Prosthet Dent 66: 566-571.

Körper E (1961) Untersuchung über das Kauzentrum und den Belastungsausgleich bei Prothesen. Dtsch Zahnärztl Z 16:268-271.

Körper K, Ludwig K: Zahnärztliche Werkstoffkunde und Technologie. 2. Aufl. Thieme, Stuttgart, New York, 1993 S. 128-132.

Kurt M, Saraç S, Ural C, Saraç D (2011) Effect of pre-processing methods on bond strength between acrylic resin teeth and acrylic denture base resin. Gerodontol: 1-6.

Lauer HC, Ottl P, Ficker E, Weigl P (1992) Kaukraftmessungen an unterschiedlich verankerten Teilprothesen. Dtsch Zahnärztl Z 47:482-485.

Materna B (2007) In vitro Untersuchung zur Optimierung und Reparatur des Verbundes zwischen Prothesenzähnen und Basiskunststoffen in der Totalprothetik. Med Diss, Universität Hamburg.

Marxkors R, Meiners H, Geis-Gerstorfer J: Taschenbuch der zahnärztlichen Werkstoffkunde. 6. Aufl. Deutscher Zahnärzte, Köln, 2008, S. 104-107.

Meng GK, Chung KH, Fletcher-Stark ML, Zhang H (2010) Effect of surface treatments and cyclic loading on the bond strength of acrylic resin denture teeth with autopolymerized repair acrylic resin. J Prosthet Dent 103:245-252.

Miyaura K, Morita M, Matsuka Y, Watanabe T (2000) Rehabilitation of biting abilities in patients with different types of dental prostheses. J Oral Rehabil 27:1073-1076.

Moiseenko TD (2007) Wasseraufnahme und Polymerisationsschrumpfung verschiedener licht- und autopolymerisierender Kunststoffe zur Herstellung von intermaxillären Splinten im Rahmen der orthognathen Chirurgie. Med Diss, Universität Münster.

Ottl P, Schmitz C, Janda R, Weigl P (1995) Vergleichende werkstoffkundliche Untersuchungen licht-, heiß- und autopolymerisierender Kunststoffe für Aufbißschienen. Dtsch Zahnärztl Z 50:471-474.

Pfeiffer P, Rosenbauer EU (2004) Residual methyl methacrylate monomer, water sorption, and water solubility of hypoallergenic denture base materials. J Prosthet Dent 92:72-78.

Polat TN, Karacaer O, Tezvergil A, Lassila LV, Vallittu PK (2003) Water sorption, solubility and dimensional changes of denture base polymers reinforced with short glass fibers. J Biomater Appl 17:321-335.

Pospiech P: Die prophylaktisch orientierte Versorgung mit Teilprothesen. 1. Aufl., Thieme, Stuttgart, 2002, S. 134.

Rink B, Kasiske K, Knak G (1982) Untersuchungen zur Vereinigung von Keracryl 7[®]-Zähnen mit Prothesenbasiskunststoffen. Zahntechnik 23:468-473.

Röllecke C (1999): Eigenschaften von modernen Prothesenbasismaterialien nach ISO 1567:1999(E). Med Diss, Universität Köln.

Saavedra G, Valandro LF, Pessoa Pereira Leithe F, Amaral R, Özcan M, Bottino A, Kimpara ET (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.

Schneider RL, Curtis ER, Clancy JMS (2002) Tensile bond strength of acrylic resin denture teeth to a microwave- or heat-processed denture base. *J Prosthet Dent* 88:145-150.

Schmidt A (1978) Die Geschichte der Methakrylate in der Stomatologie. *Zahntechnik* 19:436-444.

Schwickerath H (1976) Kaukraft-Kaudruck-Belastbarkeit. *Dtsch Zahnärztl Z* 31:870-873.

Schwickerath H (1980) Wasseraufnahme von Kunststoffen im Langzeitversuch. *Dtsch Zahnärztl Z* 35:931-933.

Schwickerath H (1982) Kunststoffe für die Totalprothetik. *Zahnärztl Mitt* 72: 2283-2287.

Spratley M (1987) An investigation of the adhesion of acrylic resin teeth to dentures. *J Prosthet Dent* 58:389-392.

Suzuki S, Sakoh M, Shiba (1990) Adhesive bonding of denture base resins to plastic denture teeth. *Biomed Mat Res* 24:1091-1103.

Suzuki T, Yoshitomi N, McGlumphy EA (1999) Occlusal contacts of edentulous patients with mandibular hybrid dentures opposing maxillary complete dentures. *Int J Oral Maxillofac Implants* 14:504-509.

Szabó G, Tóth G, Szántó I (1994) Water absorption and water solubility of prosthetic materials. *Fogorvosi Szemle* 87:209-215.

- Takahashi Y, Chai J, Kawaguchi M (1998) Effect of water sorption on the resistance to plastic deformation of a denture base material relined with four different denture relining materials. *Int J Prosthodont* 11:49-54.
- Thämert G: Prothesenzähne. In: Meiners H, Lehmann KM (Hrsg): *Klinische Materialkunde für Zahnärzte*. Carl Hanser, München, 1998, S. 296-301.
- Trudsø H, Budtz-Jørgensen E, Bertram U (1980) A four-year follow-up study on processed pour acrylic resins. *J Prosthet Dent* 44:495-496.
- Utz KH: Maßnahmen zur Wiederherstellung von Zahnersatz. In: Koeck B (Hrsg): *Praxis der Zahnheilkunde*. Band 6 Teilprothesen. 3. Aufl. Urban & Schwarzenberg, München, Wien, Baltimore, 1990, S. 305.
- Vallittu PK (1995) Bonding of resin teeth to the polymethyl methacrylate denture base material. *Acta Odontol Scand* 53:99-104.
- Vallittu PK, Lassila VP, Lappalainen R (1994) Wetting the repair surface with methyl methacrylate affects the transverse strength of repaired heat-polymerized resin. *J Prosthet Dent* 72:639-643.
- Vallittu PK, Ruyter IE (1997) The swelling phenomenon of acrylic resin polymer teeth at the interface with denture base polymers. *J Prosthet Dent* 78:194-199.
- Vita-Zahnfabrik: Vitapan®Kunststoffzähne. <http://www.vita-zahnfabrik.com>. 23.3.2012
- Vuorinen AM, Dyer SR, Lassila LV, Vallittu PK (2008) Effect of rigid rod polymer filler on mechanical properties of polymethyl methacrylate denture base material. *Dent Mater* 24: 708-713.
- Weber H, Setz J: Teilprothetik. In: Gernet W, Biffar R, Schwenzer N, Ehrenfeld (Hrsg.): *Zahnärztliche Prothetik*. 3. Aufl. Thieme, 2007, S. 136-140.
- Wang JS, Stohler CS (1990) Textural properties of food used in studies of mastication. *J Dent Res* 69:1546-1550.

Welker D, Lenz E (1997) Prothesenkunststoffe-Chemie, Technologie und klinische Bewährung. Quintess Zahntech 23:649-660.

Welker D: Prothesenkunststoffe. In: Meiners H, Lehmann KM (Hrsg): Klinische Materialkunde für Zahnärzte. Carl Hanser, München, 1998, S. 251-271.

Welker D: Prothesenkunststoffe. In: Eichner K, Kappert HK (Hrsg): Zahnärztliche Werkstoffe und ihre Verarbeitung. Band 1 Grundlagen und ihre Verarbeitung. 7. Aufl. Thieme, Stuttgart, New York, 2000, S. 211-250.

Wolfarth S, Guntzer P (2003) Vergleichende werkstoffkundliche Untersuchungen von Prothesen- und Unterfutterungskunststoffen. Med Diss, Universität Jena.

Wong DMS, Cheng LYY, Chow TW, Clark RKF (1999) Effect of processing method on the dimensional accuracy and water sorption of acrylic resin denture. J Prosthet Dent 81:300-304.

Wöstmann B, Schulz HH: Die totale Prothese. Ein Leitfaden nach dem LZ System. Deutscher Ärzte Verlag, Köln, 1989, S. 87-89.

Zitzmann NU (2004) Die Folgen der Zahnlosigkeit für das Individuum. Dtsch Zahnärztl Z 59:617-625.

Zuckerman GR (2003) A reliable method for securing anterior denture teeth in denture bases. J Prosthet Dent 89:603-607.

8 Thesen

1. Polymethylmethacrylat ist immer noch das Material der Wahl für herausnehmbaren Zahnersatz. Trotz zahlreicher Untersuchungen stellt der mangelhafte Verbund zwischen Prothesenbasis und Prothesenkunststoffzahn ein Problem der Zahntechnik dar.
2. Für den Einsatz von Haftvermittlern zur Verbesserung des Verbundes zwischen Prothesenbasismaterial und Kunststoffzahn gibt es in der Literatur und je nach Hersteller unterschiedliche Empfehlungen.
3. Die Verbundqualität zeigt den Zähnen zweier verschiedener Hersteller und je nach Verarbeitungstechnologie der Kunststoffe charakteristische Unterschiede.
4. Bei Einsatz eines Heißpolymerisats sind die höchsten Werte für den Haftverbund sowohl bei den Vita-Zähnen als auch bei Ivoclar-Zähnen zu erzielen.
5. Bei den Kaltpolymerisaten ist das Nachpress-Injektionsverfahren der einfachen Stopf-Press-Methode im Haftverbund überlegen. Der Erfolg des Haftverbundes ist somit methodenabhängig.
6. Die Anwendung des Haftvermittlers konnte bei den Vita-Zähnen die Verbundwerte für alle drei Prothesenbasiskunststoffe erhöhen. Hier ist die Anwendung des firmeneigenen Haftvermittlers zu empfehlen.

7. Die Ergebnisse des Haftverbundes mit den Ivoclar-Zähnen stimmen mit der Empfehlung des Herstellers überein, bei diesen Zähnen keinen Haftvermittler vor der Polymerisation auf der Basalfläche der Kunststoffzähnen anzuwenden. Der Haftvermittler reduzierte die Haftkraftwerte wegen der übermäßig starken Anlösung der Oberfläche. Das deutet auf einen geringen Vernetzungsgrad der Zähne hin.

8. Nach den Ergebnissen sollte bei der Herstellung von Prothesen der Heißpolymerisation wieder mehr Beachtung geschenkt werden. Damit kann der bessere Verbund mit den Kunststoffzähnen mit der insgesamt besseren Qualität des Materials kombiniert werden.

Lebenslauf

Name: Tina Mann

Geburtsname: Hoblisch

Geburtsdatum: 16.09.1978

Geburtsort: Cottbus

Kinder: 1 Sohn (2 Jahre)

Schulbildung: 1985-1991 Polytechnische Oberschule „Ernst Schneller“
in Cottbus
1991-1998 Humboldt-Gymnasium in Cottbus
25.06.1998 Allgemeine Hochschulreife

Hochschulausbildung: Oktober 1998 Beginn des Studiums der Zahnheilkunde an
der Martin-Luther-Universität Halle-Wittenberg
3.08.1999 naturwissenschaftliche Vorprüfung
9.03.2001 zahnärztliche Vorprüfung
21.10.2003 zahnärztliche Prüfung
12.11.2003 Approbation als Zahnärztin

Beruf: Januar 2004-Juni 2008 Vorbereitungsassistentin,
Entlastungsassistentin,
Angestellte Zahnärztin in der Zahnarztpraxis Dr. M.
Richter in Bitterfeld

Juli 2008-August 2012 Weiterbildungsassistentin in der
Chirurgischen Ambulanz der Universitätsklinik und
Poliklinik für Mund-, Kiefer- und Plastische
Gesichtschirurgie der Martin-
Luther-Universität Halle-Wittenberg

Mai 2011-Mai 2012 Berufliche Unterbrechung wegen
Elternzeit

seit Oktober 2012 Angestellte Zahnärztin in der
Zahnarztpraxis Dr. M. Richter in Bitterfeld

24.10.2012 Prüfung zur Fachzahnärztin für Oralchirurgie

Halle, den 17.05.2013

Eidesstattliche Erklärung

Hiermit erkläre ich, Tina Mann, dass ich die vorliegende Arbeit: „Experimentelle Untersuchungen zum materialabhängigen Verbund zwischen Prothesenzähnen und Kunststoffbasis“ selbstständig und unter ausschließlicher Nutzung der in der Arbeit aufgeführten Literatur und Hilfsmittel angefertigt habe.

Die eingereichte Dissertation wurde von mir bisher keiner anderen Fakultät oder Universität vorgelegt.

Frühere Promotionsversuche sind nicht erfolgt.

Eine Aberkennung eines bereits erworbenen Doktorgrades liegt nicht vor.

Halle, den 17.05.2013

Danksagung

Herrn Prof. Dr. med. dent. habil. K.-E- Dette danke ich für die Überlassung des Themas, die Betreuung und freundliche Unterstützung bei der Erstellung der Arbeit sowie die Durchsicht der Manuskripte.

Herrn Dr. Bierögel aus der Hochschule Merseburg möchte ich für die Fertigung der Halteapparatur danken.

Frau C. Arnold aus der Universitätspoliklinik für Zahnärztliche Prothetik danke ich für die Unterstützung bei den Scherversuchen und den Erläuterungen im Umgang mit Waage und Mikroskop.

Den Zahntechnikerinnen der Universitätspoliklinik für Zahnärztliche Prothetik möchte ich für die Hinweise bei der Herstellung der Probekörper danken.

Frau Haufe aus dem Universitätsrechenzentrum der Martin-Luther-Universität Halle-Wittenberg danke ich für die Hilfestellungen bei statistischen Fragen.

Meiner Familie und meinen Freunden danke ich für die lieben motivierenden Worte, diese Arbeit zum Abschluss zu bringen und meinem Sohn für seine grenzenlose Geduld.