

2 Schrifttumsübersicht

2.1 Kunststoffe in der zahnärztlichen Prothetik

2.1.1 Geschichtliches

In den dreißiger Jahren entwickelten die Chemiker STAUDINGER und BAUER Polymethylmethacrylat (PMMA), das sich vorerst nur thermoplastisch verarbeiten ließ.

Durch die Firma Kulzer & Co. wurde im Jahre 1936 das von BAUER entwickelte chemoplastische Verarbeitungsverfahren (Paladonverfahren) vorgestellt [52]. Es entspricht dem heute verbreiteten Verfahren, Polymerpartikel mit Monomerflüssigkeit anzuteigen und plastisch in Hohlformen einzubringen.

Damit stand ein Prothesenwerkstoff zur Verfügung, der nicht nur gute Materialeigenschaften aufwies, sondern auch einfach und kostengünstig zu verarbeiten war und sich für die Herstellung von Prothesenbasen und Kunststoffzähnen gleichermaßen eignete. Aufgrund dieser günstigen Eigenschaften verdrängte PMMA den bis dahin vorwiegend verwendeten Hartkautschuk und wurde der meistverwendete Prothesenwerkstoff [4, 16, 46].

Im weiteren Verlauf der Bestrebungen, Prothesenkunststoffe zu optimieren, wurden Versuche mit Polyamiden, Polycarbonat, Polyvinylchlorid und etlichen anderen Kunststoffen unternommen. Letztlich erlangten diese neuen Materialien jedoch keine nennenswerte Verbreitung, sei es aufgrund der schlechteren Materialeigenschaften, sei es wegen der aufwendigeren Herstellungsverfahren im Vergleich zum PMMA. Sie wurden, bis auf wenige, besonderen Fällen vorbehaltene Ausnahmen, wieder vom Markt genommen.

2.1.2 Polymethylmethacrylat in der Zahnheilkunde

2.1.2.1 Chemie und Herstellung des Polymethylmethacrylats

Bei dem heute vorwiegend für partielle und totale Prothesen verwendeten Kunststoff handelt es sich um Polymethylmethacrylat (PMMA). Das Monomer, der Methacrylsäuremethylester (= Methylmethacrylat, MMA), wird technisch

aus Aceton und Blausäure hergestellt. Formal läßt es sich von der einfachsten ungesättigten Carbonsäure, nämlich der Acrylsäure, ableiten, deren Homologes es darstellt. MMA wird radikalisch zu PMMA polymerisiert [32, 40]. Im Gegensatz zum früher gängigen, aber aufwendigen Blockpolymerisationsverfahren, bei dem das Monomer unter Anwesenheit eines Katalysators umgesetzt und anschließend zu Splittern zerkleinert wurde, stehen heute Dispersionsverfahren im Vordergrund, wobei das Monomer mechanisch (Suspensionsverfahren) oder mittels oberflächenaktiver Substanzen (Emulsionsverfahren) in Wasser dispergiert wird [27]. Bei der folgenden Polymerisation entsteht ein sphärisches Pulver (primäres PMMA), das mit Farbstoffen versetzt und, neben dem flüssigen Monomer, für die zahntechnische Weiterverarbeitung bereitgestellt wird [40]. Zur Prothesenherstellung im zahntechnischen Labor mischt man die Monomerflüssigkeit mit dem Pulver, das als Füllstoff der unvermeidlichen Polymerisationsschrumpfung entgegenwirkt, zu einem stopfbaren Teig, bei dessen Polymerisation das sekundäre PMMA entsteht.

2.1.2.2 Physikalische Eigenschaften

Die physikalischen Eigenschaften und die chemische Resistenz des PMMA werden in der Summe als sehr gut betrachtet. Einige Charakteristika, die übrigens in der Literatur in erstaunlichem Maße divergieren, sind in Tab. 1 dargestellt [22, 32, 36, 59]. Weiterhin ist PMMA mäßig beständig gegen oxidierende Säuren und Alkohol und unbeständig gegenüber Estern und Ketonen.

Dichte	1,18 g/cm ³
Zugfestigkeit	30 - 35 MPa
Druckfestigkeit	50 - 80 MPa
Biegefestigkeit	72 - 106 MPa
Elastizitätsmodul	1,8 - 3,1 kN/mm ²
Härte nach Knoop*	10-20
Oberflächenenergie	33 - 44 N/mm ²
linearer thermischer Expansionskoeffizient	80 – 120 x 10 ⁻⁶ / °C
Wasseraufnahme	1,5 - 4,5%
Volumenkontraktion des MMA bei Aushärtung	21%
Wärmeformbeständigkeit ISO R75A	74 - 98 °C
Zugfestigkeit sinkt bei Temperaturerhöhung von +20 auf +60 °C auf	~ 40%
Biegefestigkeit sinkt bei Temperaturerhöhung von +20 auf +60 °C auf	~ 35%

* wird bei Kunststoffen wegen deren Elastizität meist unter Last gemessen

Tab. 1: Physikalische Eigenschaften des reinen PMMA

2.1.3 Kunststoffzähne

Neben der Prothesenbasis stellt man heute auch Prothesenzähne vorwiegend aus Polymethylmethacrylat her. Diese werden im folgenden Text als Kunststoffzähne bezeichnet. Auf die selten verwendeten Keramikzähne soll hier nicht weiter eingegangen werden.

2.1.3.1 Anforderungen an Kunststoffzähne

Für Kunststoffzähne ist hinsichtlich der Funktion, Dauerhaftigkeit und Ästhetik des Zahnersatzes eine hohe Abrasionsfestigkeit, geringe Quellung in wässrigem Milieu sowie Lösungsmittelresistenz gefordert. Die Abrasionsfestigkeit ist durch werkstoffkundliche Versuche schwer zu fassen [23].

POHLING findet ohne Berücksichtigung des feuchten Mundhöhlenmilieus beim Vergleich von vernetzten und unvernetzten Kunststoffzähnen überraschenderweise keine Unterschiede im Abriebverhalten [44].

Unvernetzte Kunststoffzähne haben im wäßrigen Milieu die Eigenschaft, durch vergleichsweise starke Einlagerung von Wassermolekülen (bis zu 2 Gew.-%) unter Härteverlust zu quellen. Bei zyklischem Wechsel zwischen feuchter und trockener Umgebung können in der Oberflächenschicht Spannungen entstehen. Die durch Wasseraufnahme und Einwirkung organischer Lösungsmittel begünstigte Relaxation der so oder bei der Verarbeitung entstandenen Spannungen zeigt sich als Bildung von Kapillarrissen (Craquelierung), die als Oberflächenvergrößerung weitere Angriffe erleichtert und als Auflockerung des Oberflächengefüges den Widerstand gegen mechanische Einwirkungen herabsetzen. Bei der klinisch festzustellenden Erosion der Kunststoffzähne handelt es sich um ein multikausales Geschehen, wobei einzelne Mechanismen sich gegenseitig verstärken.

2.1.3.2 Modifikationen und Eigenschaften der Kunststoffzähne

Die anfänglich hergestellten, unvernetzten Kunststoffzähne neigten zu Craquelierung und frühzeitigem Abrieb. Diese Erscheinungen konnte man durch die Verwendung vernetzter Kunststoffe auf PMMA-Basis weitgehend beseitigen (SR-Zähne, IPN-Zähne). Das Kürzel „SR“ steht für die englische Bezeichnung „solvent resistant“, verweist also auf die Lösungsmittelresistenz des Kunststoffes, die vor allem durch eine Vernetzung der Moleküle zustande kommt. Die Abkürzung „IPN“ bedeutet „interpenetrierendes Netzwerk“ und beschreibt den inneren Aufbau des so bezeichneten Kunststoffes. Im letzteren Fall durchdringen sich zwei unabhängig voneinander polymerisierte, miteinander verwobene Netzwerke räumlich, ohne jedoch gemeinsame kovalente Bindungen zu haben. Eine Möglichkeit, derartige Strukturen zu erzeugen, ist das Anquellen eines bereits vernetzten Polymers mit Monomer, das in einem zweiten Schritt ebenfalls polymerisiert wird. Eine andere Möglichkeit ist die Vermischung zweier Monomere mit unterschiedlichen Härtungsmechanismen (z.B. polymerisierende und polykondensierende), die anschließend gleichzeitig, aber unabhängig voneinander, gehärtet werden [32].

Auch durch den Zusatz von Füllstoffen konnten die Eigenschaften von Kunststoffzähnen verbessert werden. Als Füllstoffe kommen Gläser, Quarze und Silikate zur Anwendung. Insbesondere bei neueren Entwicklungen zahnärztlicher Kunststoffe wird hochdisperses Siliziumdioxid (SiO_2 , Kieselsäure) mit sehr geringen Korngrößen um $0,05 \mu\text{m}$ zur Erhöhung der Abrasionsfestigkeit zugesetzt [32, 59]. Da ein hoher Vernetzungsgrad und Füllstoffgehalt den Verbund zum Prothesenkunststoff erschweren, werden herstellerseits Maßnahmen wie Aufrauen der Zahnbasis, Anbringen von Retentionen und der Einsatz von Haftvermittlern empfohlen. Etliche Fabrikate sind schichtweise aufgebaut, so daß im kaubelasteten okklusalen Bereich abrasionsfeste, im Bereich der Basis schwach- oder unvernetzte Lagen angeordnet sind, die den Verbund zum Prothesenkunststoff fördern [23]. Es deutet jedoch einiges darauf hin, daß durch diese Maßnahme die Problematik eines hinreichenden Verbundes lediglich in den Zahn hinein verlagert wird, und damit in einen Bereich, in dem sich bei

funktioneller Belastung ohnehin in besonderem Maße die auftretenden Spannungen konzentrieren [18]. In diese Richtung weisen auch Untersuchungen zur Verbundfestigkeit zwischen Kunststoffzähnen und Prothesenkunststoff, bei denen der überwiegende Teil der Prüfkörper innerhalb des Zahnes brach [10, 39, 45].

2.1.4 Prothesenkunststoffe

2.1.4.1 Anforderungen an Prothesenkunststoffe

Bei Prothesenkunststoffen sollten im Interesse einer guten Paßgenauigkeit und eines stabilen Verbundes alle Faktoren, die zur Ausbildung innerer Spannungen führen, möglichst klein gehalten werden. Dazu gehören insbesondere der Polymerisationsschwund, der thermische Ausdehnungskoeffizient und das Quellverhalten. Weiterhin sollten Prothesenkunststoffe über eine hinreichende Zähigkeit verfügen, so daß eine ungeschickte Handhabung (z. B. Fallenlassen der Prothese) nicht gleich zum Bruch führt.

2.1.4.2 Modifikationen und Eigenschaften der PMMA-Prothesenkunststoffe

Beim heute üblichen chemoplastischen Verfahren zur Herstellung von PMMA-Prothesen wird pulveriges Polymerisat mit flüssigem Monomer zu einer plastischen bzw. gieß- oder spritzfähigen Masse angemischt und in Formen eingebracht [37]. Die flüssige Komponente enthält neben dem Methylmethacrylat einen Stabilisator (meist Hydrochinon), der eine vorzeitige Polymerisation des Monomeren verhindert, indem er spontan entstandene Radikale reduziert, und so die Lagerfähigkeit gewährleistet. Zur Verbesserung der Schlagzähigkeit können sogenannte innere Weichmacher zugesetzt sein (z. B. Butylmethacrylat, Vinylacetat), die als „Gelenke“ im Makromolekül wirken. Weiterhin können Monomere mit mehreren Doppelbindungen (z. B. Glykoldimethacrylat) enthalten sein, die eine Bildung von Seitenketten und so eine Vernetzung (engl.: cross-linkage) ermöglichen [40]. Wenn, wie in den beiden

letzteren Fällen, mehr als eine Monomerart an der Polymerisation teilnimmt, spricht man von einer Mischpolymerisation (engl.: copolymerisation).

Das Pulver enthält neben dem polymeren PMMA Hilfsstoffe zur Einstellung der optischen Eigenschaften.

Zum Start der Polymerisationsreaktion sind außerdem Initiatoren erforderlich, die, je nach Aktivierungsmodus, nach Aufnahme von thermischer Energie, Lichtenergie oder infolge einer Reaktion mit einem Redox-Partner Radikale bilden. Entsprechend lassen sich Prothesenkunststoffe nach ihrem Aktivierungsmodus einteilen. Die Art der radikalischen Polymerisation richtet sich danach, wie der Initiator in die Startradikale aufgespalten wird.

Thermisch härtende Kunststoffe (Heißpolymerisate) enthalten Peroxide (z. B. Dibenzoylperoxid) im Pulver [32]. Sie härten im Wasserbad oder Trockenschrank bei 80 °C bis 100 °C, da bei diesen Temperaturen die eingesetzten Initiatoren in Startradikale zerfallen [7].

Autopolymerisate (Kaltpolymerisate) enthalten Bestandteile eines Redoxsystems auf beide Komponenten verteilt [32]. Ein früher gebräuchliches Redoxsystem bestand aus tertiären Aminen, die als Akzelerator der Monomerflüssigkeit zugesetzt wurden, und dem im Pulver enthaltenen Initiator Benzoylperoxid. Beim Mischen der Komponenten zerfällt das Benzoylperoxid unter Einwirkung des Akzelerators in zwei gleiche Radikale. Diese oxidieren zunächst das noch vorhandene Hydrochinon und starten dann die Polymerisation, indem sie die Doppelbindung des Monomers öffnen [59]. Selbsthärtende Materialien beginnen bereits bei Raumtemperatur zu polymerisieren, erreichen jedoch im Verlauf der Polymerisation wesentlich höhere Temperaturen (bis zu 80 °C), die punktuell zum Sieden des beteiligten Monomers führen können. Um eine höhere Homogenität zu erreichen (d.h. Siedebblasen zu vermeiden), härtet man sie daher für 10 bis 15 Minuten unter Druck im Wasserbad zwischen 42 °C und 50 °C [7]. Photopolymerisierende Materialien benötigen Photoinitiatoren, deren Absorptionsspektrum bevorzugt im energiereichen blauen oder ultravioletten Bereich liegt. Auch bei diesen Kunststoffen gehören Verfärbungen der Vergangenheit an, nachdem man Initiatoren fand (z. B. Campherchinone), die unter längerer Lichteinwirkung zu farblosen Produkten zerfallen [40].

2.2 Verbund zwischen Kunststoffzähnen und Prothesenbasen

2.2.1 Theoretische Grundlagen

Zum Verbund zwischen Materialien können mechanische, chemische und adhäsive Verbundmechanismen beitragen.

Der mechanische Verbund kommt durch Verankerungen zustande, die in makroskopischer Größenordnung aus Loch- oder Gitterstrukturen, im mikroskopischen Bereich z.B. aus durch Anschleifen oder Sandstrahlen entstandenen retentiven Strukturen bestehen können, die aufgrund von Kraft- oder Formschluß trennenden Kräften Widerstand leisten. Einen Sonderfall der Mikroverankerung auf molekularer Ebene stellt die durch Anlösen bzw. Quellen bewirkte Auflockerung des Gefüges polymerer Fadenmoleküle bei Kunststoffen durch geeignete Mittel (z.B. Aceton oder Monomer für PMMA) dar. Nach Anlösen ist eine intensive Verknäuelung der vorhandenen Polymerketten mit den sich neu bildenden möglich [32]. Angequollene Kunststoffe ermöglichen immerhin eine Diffusion des Monomers in das aufgelockerte Polymernetzwerk.

Der adhäsive Verbund, auch als sekundäre Bindung bezeichnet, besteht aus elektrostatischen, intermolekularen Anziehungskräften wie van der Waals-Kräften und Wasserstoffbrückenbindungen, die sich aus zufälligen temporären oder stationären elektronegativitätsbedingten Ladungsverschiebungen ergeben [32].

Dem chemischen Verbund, auch primäre Bindung genannt, liegen echte kovalente Bindungen zugrunde. Seine Bindungsenergie liegt mit 300 - 800 kJ/mol relativ hoch. Voraussetzung für kovalente Bindungen ist das Vorhandensein reaktiver Gruppen bei beiden Verbundpartnern. Da bei der Polymerisation des Methylmethacrylates zum Polymethylmethacrylat bei der Fabrikation von Prothesenzähnen die Doppelbindungen des Methylmethacrylates weitgehend verbraucht werden, ist bei der Prothesenherstellung ein nennenswerter chemischer Verbund zum Methylmethacrylat des Kunststoffteiges nicht zu erwarten.

Die oben genannten Mechanismen weisen teilweise fließende Übergänge auf. Voraussetzung für den Verbund zwischen Materialien ist in jedem Fall ein inniger Kontakt. Dieser läßt sich durch den Begriff der Benetzbarkeit fassen. Gut

benetzbar ist ein Stoff, wenn seine Oberflächenenergie $[N/mm^2]$ größer ist als die des benetzenden Stoffes oder wenigstens gleich groß (wie bei der Epipolymerisation von Prothesenkunststoff an den Prothesenzahn), gut benetzend, wenn seine Oberflächenenergie klein ist. Anschaulich ist der Kontaktwinkel, den ein Flüssigkeitstropfen mit einer Substratoberfläche bildet, als umgekehrt proportionales Maß der Benetzung. Je flacher der Winkel zwischen flüssiger und fester Phase ist, desto besser ist die Benetzbarkeit der festen Phase und die Benetzungsfähigkeit der flüssigen Phase [32].

Die Oberflächenenergie von PMMA wird mit 33 - 44 N/mm^2 angegeben, ist also recht gering.

Die Entfernung oberflächlicher Schichten, die für längere Zeit atmosphärischen Einflüssen ausgesetzt waren, soll im Sinne einer Anfrischung, durch Bereitstellung reaktiver Gruppen, die Oberflächenenergie erhöhen [25].

2.2.2 Anforderungen an die Verbundfestigkeit

Im Gebrauch ist der Verbund zwischen Kunststoffzähnen und Prothesenbasis schädigenden Einflüssen ausgesetzt. Dazu gehören Temperaturwechsel, wechselndes Feuchtigkeitsmilieu, chemische und bakterielle Einflüsse sowie Dauerwechselbelastung und Spannungsspitzen durch die Funktion und die Handhabung.

Für die Verbundfestigkeit ist zu fordern, daß kein Versagen eintritt, bevor die Prothese durch Inkongruenz zum Prothesenlager, Abrasion oder inakzeptable Ästhetik unbrauchbar wird.

2.2.3 Oberflächenbedingte Ursachen unzureichender Verbundfestigkeit

Die Herabsetzung der Verbundfestigkeit durch an den Kunststoffzähnen verbleibende Wachsreste (Tab. 2) wird in Untersuchungen von SCHOONOVER et al., SPRATLEY und CUNNINGHAM nachgewiesen [17, 53, 55].

Die Auswirkung der Kontamination durch Gipsisoliermittel wird unterschiedlich beurteilt (Tab. 2). Während SCHOONOVER et al., MORROW et al., RITCHIE et al. und CATTERLIN et al. eine Herabsetzung der Verbundfestigkeit durch

Isoliermittelkontamination beschreiben [11, 39, 48, 53], wird dies von SPRATLEY und CUNNINGHAM verneint [17, 55]. Bei Farbpenetrationstests finden SUZUKI et al., daß auch korrekt aufgetragenes Alginatisoliermittel den Verbund zwischen Kunststoffzahn und Prothesenkunststoff beeinträchtigen kann [56].

Autoren	Jahr	n	Wachs	Gipsisoliermittel	Bemerkungen
Schoonover	1952	28/3	x	x Alginat u. a.	bewußt kontaminiert
Morrow	1978	≥ 10		x unbekannt	
Ritchie	1983	k. A.		x Alginat	
Spratley	1987	8	x	∅ Alginat	korrekt aufgetragen
Suzuki	1990	≥ 40		x Alginat	korrekt aufgetragen
Catterlin	1993	40		x unbekannt	
Cunningham	1996	≥ 31	x	∅ Alginat	korrekt aufgetragen

x = Verbundfestigkeit wird herabgesetzt, ∅ = kein Effekt, k. A. = keine Angaben

Tab. 2: Herabsetzung der Verbundfestigkeit bei Kontamination der Zahnoberfläche durch Wachs und Gipsisoliermittel

Inwieweit andere Kontaminanten den Verbund beeinflussen, wurde bisher nicht untersucht, da sie nicht zu den Hauptverunreinigungen wie Wachs und Isoliermittel gehören. Wahrscheinlich ist aber, daß auch eine Kontamination mit ubiquitär vorkommenden Konkurrenzadsorptiven (z.B. dem Sauerstoff oder Wasserdampf der Raumluft) die Verbundfestigkeit beeinträchtigt. So dürfte das Angebot freier Valenzen der Zahnbasis an den Prothesenkunststoff durch längere atmosphärische Einwirkung vermindert, die Oberflächenenergie und damit die Benetzbarkeit im Vergleich zur frisch freigelegten Oberfläche herabgesetzt werden [25].

2.2.3.1 Prothesenkunststoffe

Es wird beschrieben, daß die Art des verwendeten Prothesenkunststoffes Auswirkungen auf die Verbundfestigkeit hat (Tab. 3).

CAUL vermutet, daß bei Autopolymerisaten durch die hohe Polymerisationsgeschwindigkeit und die niedrige Polymerisationstemperatur die Diffusion des Monomers in die Oberfläche des Kunststoffzahnes behindert wird [12].

Während VAN DEN BRUCK unter Verwendung des Autopolymerisates Palapress (Fa. Heraeus Kulzer) höhere Verbundfestigkeiten erreicht (erklärt durch geringere thermische Schrumpfung und Polymerisationsschrumpfung) als mit dem Heißpolymerisat Paladon 65 (Fa. Heraeus Kulzer), für dessen geringere Verbundfestigkeit vor allem verschiedene Ausdehnungskoeffizienten zwischen dem Einbettmaterial Gips und dem Prothesenkunststoff verantwortlich gemacht werden [5] und GEERTS und JOSTE bei dem mikrowellenhärtenden Kunststoff Acron MC (Fa. GC Dental Industrial Corp., Tokyo, Japan) stärkeren Verbund feststellen als bei dem Heißpolymerisat Acron desselben Herstellers [26], finden die meisten Autoren bei Heißpolymerisaten bessere Verbundwerte als bei selbst-, licht- und mikrowellenhärtenden Kunststoffen.

So zeigt sich bei SØRENSEN und FJELDSTAD, die fünf verschiedene Autopolymerisate und vier Heißpolymerisate untersuchen, der stärkste Verbund bei Verwendung von Heißpolymerisaten [54].

RUPP et al. erreichen, trotz des Einsatzes von eigens entwickelten Haftvermittlern, bei den Autopolymerisaten Acralite für Stopf-Preß-Technik (Fa. Kerr Manufacturing Co., Detroit) und Pronto II für Gießtechnik (Fa. Vernon Benschhoff Co., Subsidiary of CMP Industries, Inc., Albany, NY) nur bis zu 80% der Verbundstärke der Vergleichsgruppe mit einem Heißpolymerisat [50].

HILDENBEUTEL stellt die Überlegenheit des Heißpolymerisates Paladon 65 gegenüber den Autopolymerisaten Palapress für Stopf-Preß-Technik und Palacast für Gießtechnik (alle Fa. Heraeus Kulzer) fest. Letzteres bewirkt den schwächsten Verbund [29].

Im Verbund mit dem vernetzten Kunststoffzahn Keracryl 7 (Fa. VEB Keradent-Werk, Radeberg) zeigt in der Untersuchung von RINK et al. das

Heißpolymerisat Kallocryl B (Fa. Speiko) die höchsten Festigkeitswerte, schwächer ist das Autopolymerisat Kallocryl A (Fa. Speiko), das sowohl in Gießtechnik als auch in Stopf-Preß-Technik verarbeitet werden kann, wobei letzteres den schlechtesten Verbund zeigt [46].

Auch bei HUGGET et al. ergeben sich nur mit dem untersuchten Heißpolymerisat Trevalon (Fa. DeTrey) befriedigende Verbundwerte, nicht jedoch mit dem Autopolymerisat Selfcure (Fa. DeTrey) [30].

Bei den Untersuchungen von RITCHIE et al. ist das Heißpolymerisat QC 20 (Fa. Dentsply) im Zug- und Scherversuch sowohl dem Autopolymerisat für Stopf-Preß-Technik SOS als auch den Autopolymerisaten für Gießtechnik Levopress und Palapress (Fa. Heraeus Kulzer) überlegen, jedoch zeigt QC 20 einen starken Abfall der Verbundfestigkeit nach Naßlagerung [48].

FLETCHER et al. finden, daß das Heißpolymerisat QC 20 (Fa. Dentsply) den Autopolymerisaten SOS, Palapress (Fa. Heraeus Kulzer) und Levopress überlegen ist [25].

Bei CLANCY und BOYER ('89) ergeben sich beim Heißpolymerisat Microlon (Fa. Hygenic Corp., Acron, Ohio) in Verbindung mit den Standardkunststoffzähnen Truebite Bioform (Fa. Dentsply International, Inc.) die höchsten Festigkeitswerte, bei der Kombination desselben Heißpolymerisates mit den abrasionsfesten Zähnen Truebite Bioform IPN (Fa. Dentsply International, Inc.) und bei der Kombination des Autopolymerisates Dentsply Repair Material (Fa. Dentsply International, Inc.) mit beiden Zahnarten zeigen sich nur mittlere Festigkeiten, während der untersuchte lichthärtende Kunststoff Triad VLC (Fa. Dentsply International, Inc.) den schwächsten Verbund liefert [14].

In einer weiteren Untersuchung von CLANCY und BOYER ('91) zeigt sich das Heißpolymerisat Mikrolon (Fa. Hygenic Corp., Acron, Ohio) den lichthärtenden Materialien Triad VLC (Fa. Dentsply International, Inc.) und Extoral VLC (Fa. Pro-Den Systems, Inc., Portland, Ore.) überlegen [15].

Autoren	Jahr	n	Heiß- polymerisat	Autopolymerisat		MK	LK
				G	SP		
Sørensen	1961	k. A.	+++	+ *			
Rupp	1971	≥ 8	+++	+ *			
v. d. Bruck	1975	≥ 14	+	+++			
Hildenbeutel	1976	10	+++	+			
Rink	1982	36	+++	++	+		
Hugget	1982	18	+++		+		
Ritchie	1983	k. A.	+++	++	+		
Fletcher	1985	k. A.	+++	++	+		
Clancy	1989	≥ 16	+++		++		+
Clancy	1991	≥ 39	+++				+
Hayakawa	1991	5	+++				+
Kawara	1991	30	+++	++			+
Polyzois	1993	36	+++			+	
Geerts	1993	15	+			+++	

G = Gießtechnik, SP = Stopf-Preß-Technik, MK = mikrowellenhärtender Kunststoff, LK = lichthärtender Kunststoff, k. A. = keine Angaben

* wegen des Alters der Veröffentlichung wahrscheinlich Gießtechnik [60]

Die Kunststoffarten sind je Untersuchung nach ihrem Rang gekennzeichnet:

+++ = höchste, ++ (falls vorhanden) = mittlere, + = niedrigste Verbundfestigkeit

Tab. 3: Einfluß der Prothesenbasiskunststoffe auf die Verbundfestigkeit

KAWARA et al. finden das Heißpolymerisat Lucitone 199 (Fa. Dentsply International, Inc.) in Kombination mit den untersuchten Kunststoffzähnen Truebite Bioform (Fa. Dentsply International, Inc.), Truebite Bioform IPN (Fa. Dentsply International, Inc.) und Vivosit (Fa. Ivoclar North America, Amherst, N.Y.) dem Autopolymerisat Perm cross-linked (Fa. Hygenic Corp., Acron, Ohio) und dem lichthärtenden Kunststoff Triad VLC (Fa. Dentsply International, Inc.) überlegen [33].

Sowohl HAYAKAWA et al. als auch CLANCY und BOYER untersuchen bei heißpolymerisierenden und lichthärtenden Kunststoffen den Verbund zu Kunststoffzähnen mit und ohne Temperaturwechselbeanspruchung der Prüfkörper. Aus beiden Arbeiten geht hervor, daß Heißpolymerisate den lichthärtenden Kunststoffen überlegen sind, allerdings divergieren die Effekte des Temperaturwechsels in den Untersuchungen [15, 28].

Bei HAYAKAWA et al. überrascht der verbundfördernde Einfluß der Naßlagerung und des Temperaturwechsels auf den selbstentwickelten lichthärtenden Kunststoff Eporex-R (Fa. Nippon Oil & Fats Co, Tokyo, Japan), während das Heißpolymerisat Acron (Fa. GC Co, Tokyo, Japan) durch diese Einflüsse an Verbundfestigkeit verliert [28].

CLANCY und BOYER hingegen finden nach Temperaturwechsel keinen Effekt auf das Heißpolymerisat Microlon und den lichthärtenden Kunststoff Triad, aber eine ungünstige Wirkung auf den lichthärtenden Kunststoff Extoral [14].

POLYZOIS und DAHL untersuchen den Einfluß des Polymerisationsmodus am Prothesenkunststoff Acron MC (Fa. GC International), der nach Herstellerangaben sowohl für Heiß- als auch für Mikrowellenpolymerisation geeignet ist. Polymerisiert gegen die sechs verschiedenen Zahnfabrikate Bioplus (Fa. Dentsply GmbH, Dreieich, Germany), Candulor CT (Fa. Candulor AG, Zürich, Switzerland), Imperial (Fa. Lindauer Zähne Dental GmbH Wasserberg/Bodensee, Germany), Metrolux (Fa. Metrodent Ltd, Huddersfield, UK), Myerson's Dura-Blend Characterized (Fa. Nobelpharma USA Inc., Chicago, IL, USA) und Super Lux (Fa. Major Prodotti Dentari SpA, Turin, Italy) zeigen die heißpolymerisierten Proben einen befriedigenden Verbund, da nur kohäsive Brüche durch die Kunststoffzähne und/oder den Prothesenkunststoff auftreten. Adhäsive Brüche entlang der Verbundfläche treten nur bei den mikrowellenpolymerisierten Proben auf, und zwar bei den Zahnmarken Metrolux und Myerson's Dura-Blend Characterized. Insgesamt versagen 17% der mikrowellenpolymerisierten Proben. Als Ursache des schwächeren Verbundes vermutet POLYZOIS und DAHL Porositäten, die vor allem in den stärkeren Schichten von mikrowellenpolymerisierten Prothesenkunststoffen auftreten sollen [45]. Warum die Autoren davon ausgehen, daß der verbundflächennahe Kunststoff durch

Porositäten stärker geschwächt wird und somit eher adhäsive Brüche erlaubt, als der verbundflächenferne, dessen Versagen zu kohäsiven Brüchen führt, bleibt allerdings unklar.

2.2.3.2 Kunststoffzähne

Ein weiterer, viel diskutierter Einflußfaktor auf die Güte des Verbundes zwischen Kunststoffzähnen und Prothesenkunststoffen ist der Vernetzungsgrad der Prothesenzähne (Tab. 4). Mit zunehmendem Vernetzungsgrad sinkt die Löslichkeit bzw. die Quellbarkeit dieser Materialien, so daß das Monomer schlechter eindiffundieren kann und daher eine reduzierte Verbundstärke zum Prothesenkunststoff zu erwarten ist.

Im Gegensatz zu ANDERSON, HUGGET et al. und CASWELL und NORLING, die keine Beeinträchtigung der Verbundfestigkeit durch Vernetzung finden, stellen CLANCY und BOYER ('89, '91), SUZUKI et al. und KAWARA et al. fest, daß die Verwendung von vernetzten Kunststoffzähnen durchaus zu einem schlechteren Verbund führt.

ANDERSON kommt aufgrund seiner Biegeversuche zu dem Ergebnis, daß Copolymerisation nicht die Hauptursache für mangelhaften Verbund sei [1].

HUGGET et al. untersuchen entsprechend der britischen Prüfnorm BS 3990 [6] den Verbund zwischen selbstproduzierten Kunststoffzähnen mit variablem Vernetzungsgrad und heißpolymerisierendem Prothesenkunststoff. Sie sehen keine Korrelation zwischen dem Ausmaß der Vernetzung und der Stärke des Verbundes [30].

CASWELL und NORLING finden bei ihren auf der amerikanischen Prüfnorm ADA No. 15 [2] basierenden, jedoch modifizierten (Naßlagerung, größerer Stichprobenumfang) Zugversuchen keine Unterschiede zwischen dem unvernnetzten Kunststoffzahn Justi Imperial (Fa. H.D. Justi Co., Oxnard, Calif.) und dem homogen vernetzten Kunststoffzahn Truebite Bioform IPN (Fa. Dentsply International, Inc.) [10].

CLANCY et al. ('89 und '91) zeigen in ihren ebenfalls nach der amerikanischen Norm ADA No. 15 [2] durchgeführten Untersuchungen, modifiziert durch

Temperaturwechselbeanspruchung und hinsichtlich des vergrößerten Stichprobenumfangs, daß die vernetzten Kunststoffzähne Truebite Bioform IPN (Fa. Dentsply International, Inc.) einen schwächeren Verbund mit dem heißpolymerisierenden Prothesenkunststoff Microlon (Fa. Hygenic Corp., Acron, Ohio) eingehen als die Standardkunststoffzähne Truebite Bioform (Fa. Dentsply International, Inc.) [14, 15].

SUZUKI et al. finden bei Farbpenetrationstests mit großem Stichprobenumfang, daß die konventionellen Kunststoffzähne Wearless Acrylic Teeth (Fa. GC Dental Industrial Corp., Tokyo, Japan) einen besseren Verbund zeigen als die vernetzten Kunststoffzähne Livdent FB20 Plastic 100 (Fa. GC Dental Industrial Corp., Tokyo, Japan), Truebite Bioform IPN 20° (Fa. Dentsply International, Inc.), Crystal ND (Fa. Major Dental Industry S.p.A., Torino, Italy), SR-Orthosit-PE (Fa. Ivoclar AG, Schaan, Liechtenstein) und die Sonderanfertigung Mittel-OM (Fa. Sun-Medical Corp., Kyoto, Japan) und daß die Verbundfestigkeit mit steigendem Vernetzungsgrad abnimmt [56].

Auch KAWARA et al. stellen im Biegeversuch - modifiziert nach DIN 13 914 - fest, daß in Verbindung mit Heißpolymerisat die vernetzten Zähne Truebite Bioform IPN (Fa. Dentsply International, Inc.) zu einem schlechteren Verbund führen als die Standardzähne Truebite Bioform (Fa. Dentsply International, Inc.) [20, 33].

Da in allen neueren Untersuchungen übereinstimmend eine Beeinträchtigung des Verbundes durch Vernetzung der Kunststoffzähne festgestellt wird, kann diese zumindest für die derzeit verwendeten Kunststoffzähne als gesichert gelten, zumal bei diesen neueren Untersuchungen der Stichprobenumfang größer gewählt wurde, so daß die Zuverlässigkeit der Ergebnisse höher zu bewerten ist.

Autoren	Jahr	n	ja	nein
Anderson	1958	3		x
Hugget	1982	6		x
Caswell	1986	15		x
Clancy	1989	≥ 16	x	
Suzuki	1990	≥ 40	x	
Clancy	1991	≥ 56	x	
Kawara	1991	30	x	

Tab. 4: Beeinträchtigung des Verbundes durch Vernetzung der Kunststoffzähne

2.2.4 Schwächen des Herstellungsverfahrens und Kompatibilitätsprobleme

Aufgrund der Polymerisationsschrumpfung des Prothesenkunststoffes ist bei der Prothesenherstellung die Ausbildung von Spannungszuständen entlang der Verbundfläche zum bereits polymerisierten Prothesenzahn zu erwarten.

Besonders schlechte Verbundfestigkeiten werden erreicht, wenn Autopolymerisate in Stopf-Preß-Technik verarbeitet werden [14, 25, 30, 46, 48]. Es wird die Vermutung geäußert, daß Autopolymerisate das zur chemischen Verbindung mit dem Kunststoffzahn nötige Monomer nicht in ausreichender Menge bzw. nicht lange genug zur Verfügung stellen, um diesen anzulösen [12].

Beim Gebrauch der Prothese werden durch unterschiedliches Formänderungsverhalten bei Wasseraufnahme, bei Temperaturwechseln und bei Belastung infolge unterschiedlicher Elastizitätsmodule Spannungen verursacht.

2.2.5 Maßnahmen zur Verbesserung der Verbundfestigkeit

Eine Steigerung der Verbundfestigkeit wird auf dreierlei Weise versucht, und zwar durch:

- materialtechnische Veränderungen der Komponenten
- Oberflächenkonditionierung der Kunststoffzähne
- Modifikationen der Verbundflächengeometrie

2.2.5.1 Materialtechnische Veränderungen

Mehrschichtige Kunststoffzähne

Im Verlauf der Entwicklung von craqueléefesten Kunststoffzähnen wurde versucht, der im Vergleich zu Standard-Kunststoffzähnen geringeren Verbundfestigkeit durch einen Schichtaufbau (engl. multiple layer, multilithic) entgegenzuwirken, der im Wesentlichen darauf abzielt, im kaubelasteten okklusalen bzw. chemischen Einflüssen zugänglichen supragingivalen Bereich stärker vernetzte oder gefüllte Kunststofflagen zu verwenden, an den Zahnbasen jedoch schwach- oder unvernetzte Lagen oder Kerne als Verbundfläche zum Reaktionspartner anzuordnen. Die in diese Entwicklung gesetzten Hoffnungen haben sich allerdings nicht vollständig erfüllt.

Der mehrlagige Kunststoffzahn Orthosit (Fa. Julius Aderer, Inc., Long Island City, N.Y.) beispielsweise, der aus einem dichten zentralen Kern, äußeren abrasionsfesten Lagen und einer MMA-Basis aufgebaut ist, erweist sich als verbundschwächer im Vergleich zum Standardzahn Justi Imperial (Fa. H.D. Justi Co., Oxnard, Calif.) und zum homogen vernetzten Zahn Truebite Bioform IPN (Fa. Dentsply International, Inc.), wie sich in der Untersuchung von CASWELL und NORLING zeigt. Die Belastungsbrüche verlaufen beim mehrlagigen Kunststoffzahn innerhalb des Zahnes zwischen Basis und Kern [10].

Auch über den mehrschichtigen Kunststoffzahn Vivosit (Fa. Ivoclar North America, Amherst, N.Y.) wird von KAWARA et al. berichtet, daß er dem Standardzahn Truebite Bioform (Fa. Dentsply International, Inc.) und dem homogenen vernetzten Truebite Bioform IPN (Fa. Dentsply International, Inc.) in der Verbundprüfung unterlegen ist. Schon bei geringen Prüfkraften kommt es zu Belastungsbrüchen innerhalb des Zahnes [33].

Es wird deutlich, daß bei geschichteten Kunststoffzähnen das Problem des Verbundes zum abrasionsfesten Kunststoff lediglich von der Zahnbasis in die schwächer dimensionierten inzisaleren Bereiche des Kunststoffzahnes verlagert wird, wodurch die Bruchanfälligkeit zunimmt.

DARBAR kann bei Spannungsanalysen mittels der Methode der finiten Elemente zeigen, daß bei Belastung von Prothesen die größten Spannungen durchaus nicht an der Verbundfläche zwischen Kunststoffzahn und Prothesenkunststoff, sondern innerhalb des Kunststoffzahnes auftreten [18].

Kunststoffe mit erhöhter Schlagzähigkeit

MORROW et al. und CARDASH et al. berichten von einer höheren Verbundfestigkeit zu Kunststoffzähnen bei Verwendung von schlagfesten Prothesenkunststoffen (sog. high impact-Kunststoffen) anstelle von Standard-Prothesenkunststoffen.

Während sich allerdings die Aussage von MORROW et al., die den schlagfesten Prothesenkunststoff Lucitone 199 und den konventionellen Prothesenkunststoff Lucitone (beide Fa. L. D. Caulck Co., Milford, Del.) verwenden, nicht statistisch sichern läßt, finden CARDASH et al. ('90) bei dem schlagfesten Prothesenkunststoff Premium denture base acrylic (Fa. Lang Dental Mfg. Co., Chicago, Ill.) einen signifikant besseren Verbund ($p < 0,01$) als bei dem Standardkunststoff QC 20 (Fa. DeTrey A.D. Ltd., London, England) [8, 39].

Mikrowellenhärtende Kunststoffe

Bei GEERTS und JOOSTE erweist sich der mikrowellenhärtende Kunststoff Acron MC gegenüber dem Heißpolymerisat Acron (beide Fa. GC Dental Industrial Corp., Tokyo, Japan) als überlegen im Verbund zu Kunststoffzähnen [26].

2.2.5.2 Oberflächenkonditionierung der Kunststoffzähne

Oberflächenkonditionierung durch Monomer und Haftvermittler

Ausgehend von der Vorstellung, daß den Kunststoffzähnen durch den Kunststoffteig zu wenig Monomer angeboten wird, bzw. dieses nicht in ausreichendem Maße in der Lage ist, den Kunststoffzahn anzulösen oder anzuquellen, wird Monomer oder ein Haftvermittler zur Oberflächenkonditionierung eingesetzt, indem die zu verarbeitenden Zähne vor dem Kontakt mit dem Kunststoffteig damit benetzt werden.

Die Ergebnisse der Verbundfestigkeitsprüfungen nach Applikation von Monomer bzw. von Haftvermittlern divergieren stark. Dabei scheinen die speziell entwickelten Haftvermittler wirkungsvoller als das Monomer zu sein (Tab. 5).

Über eine Verbesserung durch das Monomer wird nur von SØRENSEN und FJELDSTAD bei Verwendung von Autopolymerisaten und von GEERTS und JOOSTE bei dem mikrowellenhärtenden Prothesenkunststoff Acron MC (Fa. GC Dental Industrial Corp., Tokyo, Japan) berichtet [26, 54].

Keinen Effekt durch Monomerbenetzung finden CIVJAN et al. mit dem Autopolymerisat Pronto II (Fa. Vernon-Benshoff Co., Inc., Albany, N.Y.), HILDENBEUTEL mit dem Heißpolymerisat Paladon 65 und den Autopolymerisaten Palapress und Palacast (alle Fa. Heraeus Kulzer) und SPRATLEY mit dem Heißpolymerisat Vertex Type 1 (Fa. Dentimex, Zeist, Holland) [13, 29, 55].

Eine Herabsetzung der Verbundfestigkeit zeigt sich in der Untersuchung von MORROW et al. mit dem heißpolymerisierenden schlagfesten Prothesenkunststoff Lucitone 199 (Fa. L. D. Caulck Co., Milford, Del.). Darin werden die Zahnbasen 10 Minuten vor dem Stopfen mit einem selbsthergestellten niedrigviskosen Monomer-Polymergemisch behandelt [39].

Uneinheitlich stellen sich die Ergebnisse vor allem bei den Haftvermittlern dar: SØRENSEN und FJELDSTAD stellen bei einigen Autopolymerisaten einen stärkeren Verbund nach Anwendung von Ethylacetat fest [54].

RITCHIE et al. dagegen finden gerade in Verbindung mit den Autopolymerisaten Palapress, Levopress und SOS eine Reduzierung der Verbundfestigkeit durch den von ihnen verwendeten Haftvermittler (Dimethylenchlorid im Monomer / Polymergemisch) [48].

Bei den von RUPP et al., HAYAKAWA et al. und wohl auch von SUZUKI et al. selbstentwickelten Haftvermittlern berichten die obengenannten Autoren über eine Verbesserung der Verbundfestigkeit.

Hingegen können HILDENBEUTEL und HUGGET et al., die im Handel befindliche Haftvermittler untersuchen, keine Auswirkungen derselben erkennen.

RUPP et al. erzielen durch vierminütige Einwirkung eines optimierten Methylenchlorid-Methylmethacrylat-Gemisches (1:1) auf die Basis der Kunststoffzähne Imperial Plastic Teeth (Fa. H. D. Justi Div, Williams Gold Refining Co.,

Philadelphia.), Truebite Bioblend (Fa. Dentsply International, York, Pa.) und Durablend (Fa. Meyerson Tooth Corp., Cambridge, Mass.) bei den untersuchten Autopolymerisaten Acralite (Fa. Kerr Manufacturing Co., Detroit) und Pronto II (Fa. Vernon Benshoff Co., Subsidiary of CMP Industries, Inc., Albany, NY) Steigerungen bis zu 80% gegenüber der Verbundfestigkeit einer Kontrollgruppe, bei der ein nicht genanntes Heißpolymerisat verwendet wurde. Keine oder unbefriedigende Steigerungen erbringt die Applikation von Chloroform (CHCl_3), Methacrylsäure, eine Mischung aus Eisessig und Aceton im Verhältnis 1:1 sowie das Methylenchlorid-MMA-Gemisch bei abweichenden Mischungsverhältnissen oder Einwirkungszeiten [50].

SUZUKI et al. finden bei ihren Farbpenetrationstests durch Verwendung von Haftvermittlern eine Verbesserung des Verbundes (angezeigt durch geringe Farbeindringtiefe) zum farblosen und transparenten Heißpolymerisat Acron (Fa. GC Corp., Japan) bei den stark vernetzten, abrasionsfesten Zähnen SR-Orthosit-PE (Fa. Ivoclar AG, Schaan, Liechtenstein) und der Sonderanfertigung Mittel-OM (Fa. Sun-Medical Corp., Kyoto, Japan), nicht jedoch bei Crystal ND (Fa. Major Dental Industry S.p.A., Torino, Italy) [56].

HAYAKAWA et al. zeigen, daß sich der Verbund des Kunststoffzahnes Acrylic Resin Posterior (Fa. Shofu Co., Kyoto, Japan) zu dem selbstentwickelten lichterhärtenden Prothesenkunststoff Eporex-R (Nippon Oil & Fats Co, Tokyo, Japan) mittels eines lichterhärtenden Adhäsivs (Einkomponentensystem) bestehend aus „adhäsiven Polymeren, lichterhärtenden Monomeren und Lösungsmitteln“ verbessern läßt [28].

HILDENBEUTEL dagegen kann bei der Bewertung von drei kommerziell hergestellten Haftvermittlern, deren genaue Zusammensetzung nicht dokumentiert ist, keine Verbesserung des Verbundes zwischen einem zu 8% vernetzten Methacrylatkunststoff, wie er für die serienmäßige Herstellung von Kunststoffzähnen (Fa. Wienand Söhne & Co) verwendet wird, und dem Heißpolymerisat Paladon 65 sowie den Autopolymerisaten Palapress und Palacast (alle Fa. Heraeus Kulzer) erkennen. Untersucht werden die Haftvermittler Contact (Fa. Renfert), das zu etwa je einem Drittel Aceton, Chloroform und Monomer enthalten und für alle Prothesenkunststoffe geeignet sein soll, Vitacoll (Fa. Vita),

das für Kaltpolymerisate konzipiert ist und Tru Pour Bonding Agent (Fa. Dentsply International Inc.), das laut Firmenangabe primär für die Gießtechnik entwickelt wurde, sich aber auch für die Stopftechnik eignen soll [29].

Autoren	Jahr	n	Haftvermittler	Monomer	Prothesenkunststoff
Sørensen	1961	k. A.	+	+	AP
Rupp	1971	≥ 8	+ / ø		AP, versch. Haftverm.
Civjan	1972	≥ 10		ø	AP
Hildenbeutel	1976	10	ø	ø	HP, AP
Morrow	1978	≥ 10		–	HP
Hugget	1982	12	ø		AP
Ritchie	1983	k. A.	–		AP
Spratley	1987	8		ø	HP
Suzuki	1990	≥ 40	+ / ø		HP, versch. Zähne
Hayakawa	1991	5	+		LK
Geerts	1993	15		+	MK

+ = Verbesserung, ø = kein Effekt, – = Verschlechterung, k. A. = keine Angaben
 AP = Autopolymerisat, HP = Heißpolymerisat, LK = lichthärtender Kunststoff
 MK = mikrowellenhärtender Kunststoff

Tab. 5: Einfluß von Haftvermittlern und Monomer auf die Verbundfestigkeit

Auch HUGGET et al. finden bei Verwendung eines Haftvermittlers (Ethylacetat) keine Verbesserung zwischen dem Autopolymerisat Selfcure (Fa. DeTrey) und den beiden Kunststoffzähnen Acrylucent (Fa. Cottrell & Co., London) und TNR (Fa. Oral Plastics, Lytham St Anne's) [30].

Oberflächenkonditionierung durch Aufrauen

Aufrauen von Zahnbasen bedeutet im mikroskopischen Bereich eine Vergrößerung und Aktivierung der Oberfläche sowie das Bereitstellen von Mikroverankerungen. Es zeigt für Heiß- und Autopolymerisate recht unterschiedliche Ergebnisse.

Vor allem scheint die Verbundfestigkeit zu Autopolymerisaten zu profitieren. Bei allen untersuchten Autopolymerisaten war eine Steigerung der Verbundfestigkeit festzustellen, wenn vor dem Anpolymerisieren von der Verbundfläche der Zähne Material abgetragen und diese dadurch aufgerauht wurde (Tab. 6).

So zeigt sich bei Untersuchungen von CIVJAN et al., bei denen das Autopolymerisat Pronto II (Fa. Vernon-Benshoff Co., Inc., Albany, N.Y.) verwendet wird, eine Verbesserung durch Anschleifen der Zahnbasen mit Karborundscheifband [13].

Denselben Effekt durch Aufrauen erreicht VAN DEN BRUCK mit dem Autopolymerisat Palapress (Fa. Heraeus Kulzer) [5].

Auch FLETCHER et al. finden bei den Autopolymerisaten Palapress (Fa. Heraeus Kulzer), S.O.S. und Levopress eine Erhöhung der Verbundfestigkeit nach Aufrauen, als deren Ursache sie eine Veränderung der freien Oberflächenenergie durch das Abtragen der oberflächlichen Zahnschicht vermuten [25].

Desgleichen findet VALLITTU für das Autopolymerisat Pro Base Cold (Fa. Ivoclar, Schaan, Liechtenstein) eine Verbesserung nach Anschleifen mit Sandpapier der Körnung 120 [57].

Bei Heißpolymerisaten, die ohnehin höhere Verbundfestigkeiten zeigen, scheint das Anrauen der Zahnbasen weniger effizient zu sein und insbesondere dann, wenn es vor dem Wachskontakt erfolgt, die Verbundfestigkeit herabzusetzen.

Von einer Verbesserung des Verbundes bei Heißpolymerisaten berichten FLETCHER et al. für das Heißpolymerisat QC 20 (Fa. DeTrey A.D. Ltd., London, England), CASWELL und NORLING für die vernetzten Heißpolymerisate K-33 (Fa. Modern Materials, St. Louis Mo.) und Lucitone 199 (Fa. L. D. Caulk Company, Division of Dentsply International Incorporated, Milford, Del.) und VALLITTU für das Heißpolymerisat Pro Base Hot (Fa. Ivoclar, Schaan, Liechtenstein) [10, 25, 57].

Autoren	Jahr	n	Autopoly- merisat	Heißpoly- merisat	Bearbeitung (B) und Reihenfolge (R)
Civjan	1972	18	+		B: Karborundscheifband R: k.A.
v. d. Bruck	1975	≥ 14	+	∅	B: k. A. R: k. A.
Fletcher	1985	k. A.	+	+	B: k. A. R: k. A.
Caswell	1986	15		+	B: Gewebeschleifband R: k. A.
Spratley	1987	8		-	B: kreuzverzahnte Fräse R: vor Wachskontakt
Suzuki	1990	≥ 40		(+), z.T.-	B: k. A. R: vor Wachskontakt
Geerts	1993	15		∅ (MK)	B: Sandstrahlen R: nach Wachskontakt
Vallittu	1995	10	+	+	B: Sandpapier Körnung 120 R: k. A.

+ = Verbesserung, ∅ = kein Effekt, - = Verschlechterung, k. A. = keine Angaben
 AP = Autopolymerisat, HP = Heißpolymerisat
 MK = mikrowellenhärtender Kunststoff, LK = lichthärtender Kunststoff

Tab. 6: Einfluß des Aufrauhsens der Zähne auf die Verbundfestigkeit

Keinen Effekt sehen VAN DEN BRUCK bei Paladon 65 (Fa. Heraeus Kulzer) und GEERTS und JOOSTE mit dem ebenfalls recht verbundstarken, mikrowellenhärtenden Basismaterial Acron MC (Fa. GC Dental Industrial Corp., Tokyo, Japan) [5, 26, 30].

SUZUKI et al. finden bei ihren Farbpenetrationstests mit dem Heißpolymerisat Acron (Fa. GC Dental Industrial Corp., Tokyo, Japan) wenig Wirkung durch Aufrauen, zum Teil sogar eine Verschlechterung und SPRATLEY ermittelt bei dem Heißpolymerisat Vertex Type 1 (Fa. Dentimex, Zeist, Holland) einen Abfall der Verbundfestigkeit, die zum adhäsiven Versagen bei mehr als der Hälfte der

Prüfkörper führt [55, 56]. SPRATLEY et al. vermuten, daß diese Verschlechterung auf eine verstärkte Wachsretention an den aufgerauhten Oberflächen zurückzuführen sei.

2.2.5.3 Retentionen

Als Retentionen werden in einschlägigen Veröffentlichungen Verbundflächengestaltungen bezeichnet, die bei allen denkbaren Belastungsrichtungen formschlüssige (Unterschnitte mit negativen Öffnungswinkeln, z. B. Schwalbenschwanz) oder zumindest reibschlüssige Verbindungen (Öffnungswinkel = 0, z.B. parallelwandige Bohrungen, gefräste Rillen) zum Prothesenkunststoff herstellen. In den wenigen Veröffentlichungen über Verbundflächenvariationen bleibt die Größe, Lage und Form der Verbundflächengestaltung zum Teil leider unerwähnt. Es ist anzunehmen, daß es sich in diesen Fällen um Retentionen im oben beschriebenen Sinne handelt. Diese Beschreibungen treffen nicht zu für Formgestaltungen, deren Auswirkungen auf den Verbund auf sphärischer Oberflächenvergrößerung beruhen, z. B. auf einer konkaven Gestalt der Zahnbasis, wie sie von RITCHIE et al. untersucht wird. Der Einfluß der Retentionen auf die Verbundfestigkeit ist in Tab. 7 dargestellt.

VAN DEN BRUCK legt dar, daß fabrikfrische Bioplus Kunststoffzähne (Fa. Wienand, Sprendlingen), die mit „konfektionierten“ Schwalbenschwanzretentionen versehen werden, einen besseren Verbund zum Autopolymerisat Palapress (Fa. Heraeus Kulzer) zeigen als Zähne ohne Retention. Keine weitere Verbesserung jedoch erbringen Retentionen an Zähnen, die zusätzlich aufgerauht wurden. Auch die Verbundfestigkeit zum Heißpolymerisat Paladon 65 (Fa. Heraeus Kulzer) profitiert von den Retentionen kaum. Die Lage und Größe der Retentionen wird in dieser Untersuchung nicht genannt. Auch der Bruchflächenverlauf ist nicht dokumentiert. Die Verbundfestigkeit wurde mittels Schlagbiegeversuch geprüft [5].

RINK et al. vergleichen anhand des vernetzten Kunststoffzahnes Keracryl 7 (Fa. VEB Keradenta-Werk, Radeberg) und der Basismaterialien Kallocryl A (Autopolymerisat für Stopf-Preß- und Gießtechnik) und Kallocryl B (Heißpolymerisat)

(beide Fa. Speiko) den Einfluß von pilzförmigen und mesiodistal ausgerichteten leistenförmigen Retentionen an der Zahnbasis. Alle Kunststoffzähne sind mit einer Fräse aufgeraut. Das Heißpolymerisat, das ohnehin in allen Variationen die höchsten Festigkeiten aufweist, zeigt die größte Festigkeit, wenn keine Retention verwendet wird. Der Verbund zum Autopolymerisat profitiert von Retentionen, und zwar ist das in Gießtechnik verarbeitete Autopolymerisat mit leistenförmigen Retentionen, das in Stopf-Preß-Technik verarbeitete Autopolymerisat, das in allen Variationen den schlechtesten Verbund zeigt, mit pilzförmigen Retentionen am stärksten. Prüfkriterium der Verbundfestigkeit ist die Bruchkraft, die jedoch nicht auf die Verbundfläche bezogen wird. Auch der Bruchverlauf wird bewertet. RINK et al. fordern bei Verwendung von Autopolymerisaten die Einarbeitung von Retentionen [46].

Die Untersuchungsergebnisse von HUGGET et al. legen nach Ansicht der Autoren nahe, daß insbesondere der Verbund des stark vernetzten Kunststoffzahnes Major (Fa. Major Dental Industry, Turin, Italy) durch eine nicht näher beschriebene Retention profitiert [30].

CARDASH et al. [9] untersuchen den Einfluß von mesiodistalen Retentionen an Kunststoffzahnbasen mit quadratischen, schwalbenschwanzförmigen und halbkreisförmigen Querschnitten, deren Abmessungen jeweils mit 2 mm x 2 mm angegeben werden. Verwendet werden angeschliffene Kunststoffzähne der Marke Luxor (Fa. Luxor Corp., Israel) und der Prothesenkunststoff Q 20 (Fa. DeTreys A. D. Ltd., London). Der Kraftangriff erfolgt von palatinal in einem Winkel von 130 Grad zur Zahnachse (kombinierter Versuch, siehe Seite 47 f.). Eine Verbesserung des Verbundes wird durch die Retentionen nicht erreicht. Alle Prüfkörper mit Retention brechen kombiniert adhäsiv - kohäsiv entlang der Basisfläche des Zahnes und des in der Basisfläche des Zahnes liegenden Querschnitts der Retention., d. h. der Prothesenkunststoff, der die Retentionen ausfüllt, verbleibt im Zahn und reißt an der Zahnbasis ab [9].

CARDASH et al. [8] eruieren in einem weiteren Versuch, diesmal unter Verwendung des Standard-Kunststoffes QC 20 (Fa. DeTreys A. D. Ltd., London) und des schlagfesten Prothesenkunststoffes Premium denture base acrylic (Fa. Lang Dental Mfg. Co., Chicago, Ill.), den Einfluß von Retentionen auf die Ver-

bundstärke. Wieder benutzen sie Kunststoffzähne der Marke Luxor. Bei allen Kunststoffzähnen wird die glänzende Kunststoffoberfläche an den Zahnbasen entfernt. Die Zähne werden basal mit mesiodistalen Retentionen versehen oder palatinal mit vertikalen Retentionen, die bis zur halben Höhe der Palatinalfläche reichen. Der Querschnitt aller Retentionen wird mit 2 mm x 2 mm angegeben. Die Autoren stellen fest, daß die Verwendung von schlagfestem Prothesenkunststoff der Verbundfestigkeit zugute kommt, daß die Zähne mit den größten Verbundflächen (Canini) den stärksten Verbund erreichen und daß die Zähne mit Retentionen den retentionslosen Vergleichszähnen (die ausschließlich adhäsiv brachen) überlegen sind. Die palatinalen Retentionen, die näher an den Kraftangriffspunkt heranreichen und der angreifenden Kraft somit einen kleineren Hebelarm gewähren, erweisen sich als wirkungsvoller im Vergleich zu den mesiodistalen [8].

WARD et al. untersuchen den Einfluß der Verbundflächengeometrie beim Fügen von Prothesenkunststoffsegmenten aus dem Heißpolymerisat Lucitone (Fa. L.D. Caulk Co., Milford, Del.) mittels Prothesenreparaturmaterial auf die Verbundfestigkeit. Untersucht werden folgende Querschnittsgestaltungen der Fügekanten: stumpf (90°), abgeschrägt (45°) und abgerundet (halbkreisförmig). Die Prüfkörper werden im Dreipunkt-Biegeversuch belastet. Dabei erweisen sich die stumpfen Querschnitte als schwächer. Der Effekt wird dadurch erklärt, daß die beim stumpfen Querschnitt ausschließlich auftretende Zugbelastung durch die Geometrie der abgeschrägten und abgerundeten Verbundflächen z.T. in Scherbelastung umgewandelt wird [61]. Die größere Verbundfläche bei den abgeschrägten und abgerundeten Proben wird nicht als mögliche Ursache für den besseren Verbund erwähnt.

VALLITTU untersucht die Auswirkungen von zwei mesiodistal verlaufenden Rinnen mit halbkreisförmigem Querschnitt und von axialen Retentionsbohrungen mit 1,5 mm Durchmesser (jeweils in der Zahnbasis) im 3-Punkt-Biegeversuch. Sowohl für Heißpolymerisat Pro Base Hot als auch für Autopolymerisat Pro Base Cold (beide Fa. Ivoclar, Schaan, Liechtenstein) findet er eine signifi-

Autoren	Jahr	+	∅	-	Art der Retention	Prothesenzahn
v. d. Bruck	1975	X			Schwalbenschwanz	Bioplus
		(x)				
Rink	1982	X			pilz- u. leistenförmig	Keracryl, vernetzt
				X		
Hugget	1982	X			k. A.	Major, vernetzt
Ritchie	1983	X			konvex	k. A.
				X	konvex und konkav	
				X	konvex und konkav	
Ritchie	1984			X	konkav	k. A.
		X				
Cardash	1986		X		mesiodistale Rillen	Luxor
Cardash	1990	X			mesiodistale Rillen	Luxor
		<u>X</u>			vertikale Rillen	
Ward	1992	X			geschäftet, gerundet	keine
Vallittu	1995	X			1,5 mm Bohrung	Vitapan, vernetzt
		<u>X</u>			2 mesiodist. Rillen	
Cunningham	1996		X		Schwalbenschwanz	Cosmopolitan

+ = Verbesserung, ∅ = kein Effekt, - = Verschlechterung

X = trifft zu, X = trifft in bes. Maße zu, (x) trifft kaum zu, k. A. = keine Angaben

* kombinierter Versuch siehe S. 47 f.

Tab. 7 (zweiseitig): Einfluß von Retentionen auf die Verbundfestigkeit

kante Verbesserung des Verbundes zum Kunststoffzahn Vitapan (Fa. Vita Zahnfabrik GmbH) wobei die Gruppe mit den mesiodistalen Rinnen sich signifikant stärker zeigt, als die Gruppe mit den axialen Bohrungen. Zwischen den Gruppen mit Heißpolymerisat und denen mit Autopolymerisat zeigt sich kein signifikanter Unterschied. Die mikroskopische Begutachtung zeigt, daß die gebohrten Retentionen nicht völlig mit Kunststoff ausgeflossen sind und in der Ebene der Zahnbasis abrissen [57].

Prothesenkunststoff	Prüfverfahren	Kriterium	n
AP	Schlagbiegeversuch	S	≥ 14
HP			
AP	kombinierter Versuch * 135°	K	36
HP			
AP (SP), HP	Zugversuch (nach BS 3990)	B	18
AP (SP)	Zugversuch	k. A.	k. A.
AP (G), HP			
AP (SP), HP	Scherversuch	k. A.	
AP (SP u. G), HP	Zugversuch	S	k. A.
	Scherversuch	S	
HP (Standard)	kombinierter Versuch * 130°	K	15
HP (Standard u. schlagfest)	kombinierter Versuch * 130°	K	≥ 8
AP, HP	3-Punkt-Biegeversuch	S	≥ 9
AP, HP	3-Punkt-Biegeversuch	S	10
HP	Zugversuch	S	≥ 31

AP (SP, G) = Autopolymerisat (Stopf-Preß-, Gießtechnik), HP = Heißpolymerisat

S = quantitatives Kriterium Bruchspannung (Flächenbezug)

K = quantitatives Kriterium Bruchkraft (ohne Flächenbezug)

B = qualitatives Kriterium Bruchflächenverlauf

Tab. 7 (zweiseitig): Fortsetzung

CUNNINGHAM et al. finden in einem selbstentwickelten Zugversuch, daß der Verbund zwischen Kunststoffzähnen des Typs Cosmopolitan (Fa. De Trey) und dem Heißpolymerisat Trevalon (Fa. De Trey, Weybridge, U.K.) durch schwalbenschwanzförmige Retentionen gegenüber der Kontrollgruppe nicht beeinflusst wird. Die Retention wird beschrieben als 2 mm tief und 3 mm breit mit einer orovestibulären Ausdehnung von 5 mm. Durch den mit Abstand größten Stich-

probenumfang von mindestens 31 Proben erhält diese Untersuchung große Aussagekraft.

RITCHIE et al. prüfen in Scher- und Zugversuchen, wie sich sphärische Verbundflächengestaltung (konvex, konkav, Kontrollgruppe stumpf) auf den Verbund zwischen Kunststoffzähnen und Prothesenkunststoffen auswirkt.

Bei den Zugversuchen zeigen sich stumpfe Verbundflächen bei den Autopolymerisaten für Gießtechnik Levopress und Palapress (Fa. Heraeus Kulzer) sowie beim Heißpolymerisat QC 20 (Fa. DeTrey A.D. Ltd., London, England) den konturierten Verbundflächen überlegen. Das Autopolymerisat für Stopf-Preß-Technik SOS, das generell den schlechtesten Verbund zeigt, profitiert jedoch im Zugversuch von einer konvexen Verbundfläche. Bei den Scherversuchen ist das Autopolymerisat für Stopf-Preß-Technik SOS und wiederum das Heißpolymerisat QC 20 am stärksten mit stumpfen Verbundflächen, während sich die Autopolymerisate für Gießtechnik Levopress und Palapress unterschiedlich verhalten. Der Stichprobenumfang wird nicht genannt [48].

Im Rahmen einer weiteren Untersuchung mit denselben Materialien und Verbundflächengeometrien, aber variablen Vorschubgeschwindigkeiten ermitteln RITCHIE et al. bei konkaven Zahnbasen im Zugversuch die geringsten, im Scherversuch die höchsten Festigkeiten [47].

2.2.6 Angewandte werkstoffkundliche Prüfverfahren und ihre Bewertung

Die bei der Prüfung des Verbundes zwischen Kunststoffzähnen und Prothesenkunststoffen angewendeten Methoden sind überwiegend Modifikationen einfacher werkstoffkundlicher Prüfverfahren, deren Prinzip und Anwendungsgebiete im folgenden dargestellt werden sollen.

Prüfmethoden zur Bewertung der Verbundfestigkeit zwischen Kunststoffzähnen und Prothesenkunststoffen, wie sie in Prüfnormen sicherlich auch im Hinblick auf einfache Durchführbarkeit konzipiert wurden, sind für wissenschaftliche Belange nur bedingt tauglich.

Die Prüfung von Verbundfestigkeit wird in der Regel mit Versuchsanordnungen durchgeführt, die das Verbundsystem bis zu seinem Versagen belasten.

2.2.6.1 Versuche mit quantitativen Prüfkriterien

Bei quantitativen Untersuchungen wird die Größe der belastenden Kraft als Maß für die Verbundfestigkeit herangezogen.

Oft wird die Bruchspannung ermittelt, indem man die aufgewandte Kraft auf die Querschnittsfläche bzw. die Verbundfläche des Prüfkörpers bezieht. Es ergibt sich die Größe $\text{Spannung} = \text{Kraft} / \text{Fläche}$ [MPa, früher N/mm^2] [24]. Auf diese Weise erhält man Kennwerte, die die Eigenschaften des Werkstoffs beschreiben, wobei der Einfluß der Zahnform und -größe ausgeblendet wird [22, 58].

POLYZOIS und DAHL merken an, daß die Bruchkraft nur in Verbindung mit dem Bruchflächenverlauf und unter Bezug auf die Verbundflächengröße zur Beurteilung der Verbundfestigkeit herangezogen werden sollte [45].

Andererseits kann es durchaus sinnvoll sein, zu prüfen, ob das Verbundsystem mit all seinen Eigenschaften, also einschließlich der durch den Zahn weitgehend vorgegebenen Form und Verbundflächengröße, den zu erwartenden Kaukräften widersteht.

Handelsübliche Kunststoffzähne weisen für gewöhnlich gekrümmte Zahnbasen auf. Die Krümmung fällt bei den verschiedenen Herstellern sehr unterschiedlich aus. Eine Vermessung der gekrümmten Flächen ist wegen des großen Aufwandes unpraktikabel. Bleibt der durch die Krümmung der Verbundfläche bedingte Flächenzuwachs unberücksichtigt, fließt eine unbekannt Variable in das Prüfergebnis ein. Es erscheint daher sinnvoll, die Verbundfläche einzuebnen. Zwar können dadurch vernetzte Kunststoffzähne benachteiligt sein, die zur Verbesserung der Verbundfestigkeit mit einer dünnen basalen Lage unvernnetzten Kunststoffes versehen sind. Allerdings ist davon auszugehen, daß bei der Prothesenherstellung solche dünnen Lagen ohnehin häufig abgetragen werden.

2.2.6.2 Versuche mit qualitativen Prüfkriterien

Ebenfalls üblich ist es, die Verbundfestigkeit zusätzlich zu quantitativen Kriterien oder auch ausschließlich qualitativ nach dem Verlauf der Bruchfläche zu beurteilen. Dabei gilt der Verbund als befriedigend, wenn der Kunststoffzahn oder der Prothesenkunststoff versagt, die Verbundzone jedoch intakt bleibt. Die

Bewertung nach diesem Kriterium ist Bestandteil verschiedener Prüfnormen (DIN EN ISO 3336, BS 3990, SABS 1342) und Methode wissenschaftlicher Untersuchungen zur Verbundfestigkeit (Tab. 8, 9, 10 und 11).

Bei diesem Prüfkriterium fließt die Festigkeit der verwendeten Einzelkomponenten des Verbundsystems in das Untersuchungsergebnis ein. Der Bruchflächenverlauf sagt also nichts über die Verbundfestigkeit an sich aus, sondern über die Verbundfestigkeit in Relation zur Festigkeit des Kunststoffzahnes oder des Prothesenkunststoffs. Je größer die Festigkeit dieser Materialien, desto schwächer erscheint die Verbundfestigkeit und umgekehrt. Aussagen über die Verbundfestigkeit aufgrund des Bruchflächenverlaufs sind daher nur sinnvoll, wenn die Festigkeit dieser Materialien bekannt ist oder konstant gehalten wird.

Bei den Zugversuchen von POLYZOIS und DAHL nach ISO 3336 brechen die weitaus meisten aller Prüfkörper kohäsiv nur innerhalb der Kunststoffzähne. Der Versuch gibt somit vor allem Auskunft über die Festigkeit des Zahnmaterials, weniger über die Verbundfestigkeit [45]. Bei den Untersuchungen nach der ADA 15 von MORROW et al. brechen bis zu 70%, bei CASWELL und NORLING 83% der Prüfkörper kohäsiv nur durch den Zahn [10, 39].

Prüfungen nach qualitativen Kriterien mögen bei geeigneter Prüfanordnung zur Beurteilung der Qualität von Kunststoffzähnen hinreichend sein. Für wissenschaftliche Untersuchungen erscheint die Erfassung des Bruchflächenverlaufs allein nicht geeignet. Sie kann jedoch als zusätzliches Kriterium wertvolle Informationen liefern.

2.2.6.3 Zugversuche

Viele Autoren messen die Verbundfestigkeit mittels Zugversuchen. Insbesondere der methodisch einfache, quantitative Zugversuch nach ADA 15, bei dem die Bruchspannung ermittelt wird, bildet die Grundlage etlicher Versuche. Seltener wird auf die Methode zurückgegriffen, die in den Prüfnormen DIN EN ISO 3336, BS 3990 und SABS 1342 beschrieben ist und den Verbund qualitativ aufgrund des adhäsiven oder kohäsiven Bruchflächenverlaufs bewertet (Tab. 8).

Methode

Beim Zugversuch wird das Werkstoffverhalten üblicherweise bei axialer Zugbeanspruchung, die gleichmäßig über den Querschnitt verteilt ist, untersucht. Der Prüfkörper wird gereckt, bis er bricht [22]. Dabei erhält man durch kontinuierliches Messen der Zugbelastung und der Verlängerung des Prüfkörpers Aussagen zur Zugfestigkeit und zum elastischen Verhalten. Im Spannungs-Dehnungs-Diagramm lassen sich Elastizitätsmodul, Elastizitätsgrenze und Zugfestigkeit (höchste Spannung bis zum Bruch) ermitteln.

Spröde Werkstoffe brechen senkrecht zur Kraftachse (Trennbruch), zähe Werkstoffe schnüren sich ein und brechen im Randbereich kraterförmig, in der Mitte senkrecht zur Kraftachse (gemischter Bruch) [22]. Zur Erstellung eines wahren Spannungs-Dehnungs-Diagramms wäre die Querschnittsänderung (Einschnürung) des Prüfkörpers zu berücksichtigen. In der Praxis begnügt man sich jedoch mit der Ermittlung der Spannung, indem man die Zugfestigkeit bezogen auf den Ausgangsquerschnitt berechnet [24].

Bewertung

Zugversuche zur Ermittlung der Verbundfestigkeit zwischen Kunststoffzähnen und Prothesenkunststoffen werden auf zweierlei Arten durchgeführt. Einerseits nach Art des herkömmlichen Zugversuchs, wie er auch in den Prüfnormen ADA 15 und AS 1626 beschrieben ist, andererseits auf die in den Prüfnormen DIN EN ISO 3336, BS 3990 und SABS 1342 geschilderte Art und Weise.

Im herkömmlichen Zugversuch wird ein zylinderförmiger Prüfkörper, in dessen Querschnitt die Verbundfläche liegt, einer Zugbeanspruchung in Richtung der Längsachse ausgesetzt. Dabei wird regelmäßig die Bruchspannung als flächenbezogene Größe ermittelt und stellt das wichtigste Prüfkriterium dar. Von allen Prüfmethode n ähneln herkömmliche Zugversuche dem klinischen Belastungsmuster am wenigsten. CUNNINGHAM geht dennoch davon aus, daß Zug- und Scherversuche adäquate Informationen über die Verbundfestigkeit zwischen Kunststoffzähnen und Prothesenkunststoffen liefern können [16]. Für sphärisch gekrümmte oder mit Retentionen versehene Verbundflächen erscheint diese Auffassung relativierbar. Zur Verbundprüfung nach ADA 15 merkt

CUNNINGHAM kritisch an, daß bei dem im Anschluß an die Polymerisation erforderlichen maschinellen Runddrehen der Prüfkörper der Verbund zwischen Zahn und Prothesenkunststoff bereits während der Prüfkörperherstellung einer Torsionsbelastung ausgesetzt wird [17]. Von CLANCY und BOYER wird berichtet, daß Proben schon vor der Belastungsprüfung entlang der Verbundfläche brechen [14].

Autor	Jahr	Methode	Prüfkriterien		
			qualitativ (B)	quantitativ	
				absolut (K)	flächenbezogen (S)
Schoonover	1952	eigene	+	-	+
Sørensen	1961	ADA 15	-	-	+
Rupp	1971	ADA 15	-	-	+
Civjan	1972	ADA 15	-	-	+
Hildenbeutel	1976	eigene	-	-	+
Morrow	1978	ADA 15	-	-	+
Hugget	1982	BS 3990	+	+	-
Ritchie *	1983	eigene	-	-	~
Ritchie *	1984	eigene	-	-	+
Fletcher *	1985	eigene	-	-	+
Caswell	1986	ADA 15	+	-	+
Clancy	1989	eigene	+	-	+
Clancy	1991	eigene	+	-	+
Polyzois	1993	ISO 3336	+	+	-
Cunningham	1995	eigene	-	-	+
Cunningham	1996	eigene	-	-	+

B = Bruchflächenverlauf, K = Bruchkraft, S = Bruchspannung
 + = angewendet, - = nicht angewendet, ~ = vermutlich angewendet
 in den mit * gekennzeichneten Untersuchungen wurden zusätzlich Scherversuche durchgeführt

Tab. 8: Literaturübersicht über durchgeführte Zugversuche und angewandte Methoden sowie Prüfkriterien

Bei Zugversuchen nach DIN EN ISO 3336, BS 3990 und SABS 1342 wird durch die Art der Kraffteinleitung die Verbundfläche nicht gleichmäßig auf Zug beansprucht, vielmehr werden Spannungen induziert, wie sie auch beim Biegeversuch entstehen. Diese Versuche sind daher nur formal als Zugversuche aufzufassen. Sie erscheinen eher geeignet, die In-vivo-Belastung zu simulieren, sind jedoch mit den oben beschriebenen Nachteilen qualitativer Methoden behaftet.

2.2.6.4 Scherversuche

Prinzip der Scherversuche ist die Einwirkung von Schubspannungen in der Ebene des zu prüfenden Querschnittes. Für Scherversuche existieren im Bereich der zahnärztlichen Kunststoffe bislang keine verbindlichen Standards (Tab. 9).

Autor	Jahr	Methode	Prüfkriterien		
			qualitativ (B)	quantitativ	
				absolut (K)	flächenbezogen (S)
Ritchie *	1983	eigene	-	-	~
Ritchie *	1984	eigene	-	-	+
Fletcher *	1985	eigene	-	-	+
Hayakawa	1991	eigene	+	-	+
Geerts	1993	eigene	+	-	+
Thean	1996	eigene	+	-	+

B = Bruchflächenverlauf, K = Bruchkraft, S = Bruchspannung

+ = angewendet, - = nicht angewendet, ~ = vermutlich angewendet

in den mit * gekennzeichneten Untersuchungen wurden zusätzlich Zugversuche durchgeführt

Tab. 9: Literaturübersicht über durchgeführte Scherversuche und angewandte Methoden sowie Prüfkriterien

Methode

Bei Scherversuchen in der behandelten Fragestellung angewandte Methoden variieren von Autor zu Autor. Sie werden hier nicht im einzelnen dargestellt.

Bewertung

Da reine Scherbelastungen während der Prothesenfunktion nicht auftreten, hat diese Prüfmethode wenig klinische Relevanz. FLETCHER et al. zeigen, daß die Bruchspannungen bei Scherversuchen etwa vier bis fünf mal so hoch liegen wie bei Zugversuchen [25].

2.2.6.5 Biegeversuche

Biegeversuche werden in vergleichenden Untersuchungen selten verwendet und erlauben aufgrund der unterschiedlichen Prüfanordnungen (Tab. 10) keine Gegenüberstellung der Versuchsergebnisse der verschiedenen Autoren.

Methode

Beim Biegeversuch (meist an stabförmigen Prüfkörpern) wird die Probe entweder einseitig eingespannt und an ihrem freien Ende belastet oder auf zwei Stützen gelagert und zwischen diesen durch eine mittige Kraft (3-Punkt-Biegeversuch) bzw. zwei symmetrisch angreifende Kräfte (4-Punkt-Biegeversuch) belastet [24]. Dabei treten an der konkaven Seite maximale Druckspannungen, an der konvexen Seite maximale Zugspannungen auf, dazwischen liegt eine spannungsfreie Zone, die sog. neutrale Faser.

Gemessen wird die Durchbiegung bei steigender Krafteinwirkung. Bei zähen Materialien läßt sich so die Biegegrenze (Fließgrenze) ermitteln, bei hinreichend spröden Materialien auch die Biegefestigkeit feststellen.

Die Bedeutung des Biegeversuchs liegt vor allem in der Prüfung spröder Materialien, da die Ermittlung genauer Kennwerte bei diesen im Zugversuch schwierig ist [22]. Nach DIN 13 914 werden Prüfkörper mit quadratischem Querschnitt (4 mm x 4 mm x 15 mm) verwendet und deren Biegefestigkeit ermittelt.

Autor	Jahr	Methode	Prüfkriterien		
			qualitativ (B)	quantitativ	
				absolut (K)	flächenbezogen (S)
Anderson	1958	BS 2487	-	-	+
van den Bruck	1975	Schlag	-	-	+
Kawara	1991	4-Punkt	+	-	+
Ward	1992	3-Punkt	+	-	+
Valittu	1995	3-Punkt	+	-	+

B = Bruchflächenverlauf, K = Bruchkraft, S = Bruchspannung
 + = angewendet, - = nicht angewendet

Tab. 10: Literaturübersicht über durchgeführte Biegeversuche und angewandte Methoden sowie Prüfkriterien

Bewertung

Der 3-Punkt-Biegeversuch wird in der bis 1996 gültigen deutschen Prüfnorm für Kunststoffzähne DIN 13 914 zur Verbundfestigkeitsprüfung herangezogen. KAWARA et al. führen an, daß er dem Zugversuch nach ADA 15 aufgrund seines besseren Unterscheidungsvermögens (Diskrimination) und der Verbundfestigkeitsprüfung nach BS 3990 (entspricht DIN EN ISO 3336) wegen seiner quantitativen Ergebnisse überlegen sei. Die BS 3990 sowie die DIN EN ISO 3336 unterscheiden nur qualitativ nach Art des Bruchflächenverlaufs [33].

2.2.6.6 Kombinierte Versuche

Unter der Bezeichnung „kombinierte Versuche“ sollen die gelegentlich angewandten aber bisher nicht klassifizierten Versuche behandelt werden, die sich durch ein gemeinsames, unten beschriebenes Belastungsmuster auszeichnen (siehe Tab. 11).

Methode

Bei den kombinierten Versuchen wird die Prüfkraft in einem Winkel von ca. 50° (bzw. 130°) zur Zahnängsachse in Richtung der Verbundfläche appliziert. Auf

diese Weise wird das bei oberen Prothesenfrontzähnen auftretende Belastungsmuster simuliert, deren Längsachse zu derjenigen der Unterkieferfrontzähne üblicherweise in einem Winkel von etwa 130° angeordnet wird. Dabei treten an der Verbundfläche sowohl Biegemomente als auch Druck- und Scherbelastungen auf.

Bislang wurden bei diesen Versuchen neben den Bruchflächenverläufen nur die absoluten Bruchkräfte bestimmt.

Autor	Jahr	Methode	Prüfkriterien		
			qualitativ (B)	quantitativ	
				absolut (K)	flächenbezogen (S)
Rink	1982	eigene	+	+	-
Cardash	1986	eigene	+	+	-
Spratley	1987	eigene	+	+	-
Cardash	1990	eigene	+	+	-
Catterlin	1993	eigene	+	+	-

B = Bruchflächenverlauf, K = Bruchkraft, S = Bruchspannung
+ = angewendet, - = nicht angewendet

Tab. 11: Literaturübersicht über durchgeführte kombinierte Versuche und angewandte Methoden sowie Prüfkriterien

Bewertung

Die kombinierten Versuche bilden den tatsächlichen Belastungsfall während der Prothesenfunktion besonders gut nach. Durch den palatinalen Angriff der Prüfkraft im Winkel von 50° (bzw. 130°) zur Zahnachse wird der In vivo-Belastungsfall simuliert. Eine besondere Problematik liegt darin, daß sich die resultierende Krafrichtung ändert, wenn die Prüfkraft auf eine Fläche trifft, die nicht senkrecht zu ihr steht, was bei Incisivi, deren palatinaler Anteil einen sigmoiden Verlauf hat, die Regel sein dürfte. Unter Umständen sind entsprechend Kraft-einleitungsflächen an den Zähnen zu präparieren. Weitere Schwierigkeiten bieten die Objektivierung der Zahn-längsachsen, insbesondere beim Vergleich

von Kunststoffzähnen unterschiedlicher Gestalt, nicht definierte oder berücksichtigte Winkel der Verbundfläche zur Krafrichtung, die Ermittlung bzw. Standardisierung des Hebelarmes, also des Abstandes zwischen Verbundfläche und Kraftangriffspunkt sowie die Ermittlung der Verbundflächengröße, vor allem, wenn diese gekrümmt oder mit Retentionen versehen sind.

Bei den vorliegenden Untersuchungen hat man auf letzteres verzichtet und sich mit der Ermittlung der nicht flächenbezogenen, absoluten Bruchkräfte begnügt.

2.2.6.7 Dauerschwingversuch

Alle Werkstoffe und Verbundsysteme ermüden bei wechselnden mechanischen Dauerbelastungen und versagen dann bei deutlich geringeren Belastungen als bei einmaliger Belastung bis zum Bruch [32].

Mit dem Dauerschwingversuch lassen sich mechanische Kennwerte von Werkstoffen oder Verbundsystemen bei schwellender oder wechselnder Zug-, Biege- oder Torsionsbeanspruchung ermitteln [35].

Indem man gleichartige Proben verschiedenen Schwingbeanspruchungen unterwirft und diese gegen die Bruch-Schwingspielzahl aufträgt, erhält man ein sog. Wöhler-Diagramm, aus dem sich die Dauerfestigkeit ablesen lässt. Die Dauerfestigkeit ist die Spannungsamplitude, die eine Probe theoretisch unendlich lange aushält, ohne Schaden zu nehmen.

Auch Prothesen sind während der Funktion Belastungen unterhalb der Bruchgrenze ausgesetzt, Die Simulation dieser Belastungen im Dauerschwingversuch ist jedoch sehr zeitaufwendig und damit als Normprüfung ungeeignet.

2.2.6.8 Farbstoffpenetrationstest

Von SUZUKI et al. wird ein Farbstoffpenetrationstest durchgeführt. Zur Herstellung der Prüfkörper verwenden sie einen farblosen, transparenten Prothesenkunststoff. Nach Beanspruchung durch Temperaturwechsel werden die Proben in eine Lösung basischen Fuchsin eingelegt, danach die Farbeindringtiefe in die bei der Temperaturwechselbeanspruchung entstandenen Spalten gemessen [56].

2.2.6.9 Belastungsgeschwindigkeit

Die Belastungsgeschwindigkeit wird bei etlichen, gerade bei älteren Untersuchungen nicht genannt. In den übrigen Untersuchungen variiert ihr Wert in weiten Grenzen (Tab. 12). Welche Gründe allerdings zur Festlegung der jeweils gewählten Vorschubgeschwindigkeit geführt haben, wird von keinem der Autoren berichtet, außer von CUNNINGHAM, der eben dieses bemängelt und eine Belastungsgeschwindigkeit von $2,5 \text{ mm min}^{-1}$ wählt, weil diese einen Mittelwert aus einschlägigen Untersuchungen darstellt.

Kunststoffe reagieren auf Belastung nicht nur mit elastischen, sondern auch mit viskoelastischen (verzögert elastischen) und plastischen Formänderungen. Letztere werden u. a. durch die Belastungsgeschwindigkeit beeinflusst. Die Bruchfestigkeit steigt ungefähr proportional zum Logarithmus der Belastungsgeschwindigkeit. So steigt z. B. die Zugfestigkeit von PMMA von ca. 41 MPa bei einer Dehnungsgeschwindigkeit $v = 2,5 \text{ mm min}^{-1}$ auf ca. 49 MPa bei $v = 10 \text{ mm min}^{-1}$ [41].

In den nationalen Prüfnormen werden z. T. recht niedrige Vorschubgeschwindigkeiten (bis hinunter zu $0,254 \text{ mm min}^{-1}$) empfohlen, ohne daß ein Grund dafür ersichtlich wäre. Sie liegen weit unter den tatsächlichen Belastungsgeschwindigkeiten beim Kauvorgang. Letztlich sollte die Kaugeschwindigkeit klinisch eruiert, oder wenigstens geschätzt werden, um bei der Wahl der Vorschubgeschwindigkeit als Anhaltspunkt zu dienen.

Hervorzuheben ist die Untersuchung von RITCHIE, FLETCHER et al.. Hier werden die Belastungsgeschwindigkeiten variiert. Die Autoren untersuchen Vorschubgeschwindigkeiten von $1,6 \text{ mm min}^{-1}$, $6,4 \text{ mm min}^{-1}$ und $12,5 \text{ mm min}^{-1}$ sowie $1,6 \text{ mm s}^{-1}$, $6,4 \text{ mm s}^{-1}$ und $12,5 \text{ mm s}^{-1}$ ohne daß eindeutige Tendenzen erkennbar werden. Sie führen jedoch an, daß schnellere Vorschubgeschwindigkeiten bei der Verbundprüfung eher geeignet seien, die Belastungssituation in vivo zu simulieren [47].

Autor	Jahr	Art des Versuchs	Vorschubgeschwindigkeit
Rupp	1971	Zugversuch ADA 15	0,25 mm min ⁻¹
Hildenbeutel	1976	Zugversuch	4 mm min ⁻¹
Morrow	1978	Zugversuch ADA 15	1 mm min ⁻¹
Hugget	1982	Zugversuch BS 3990	5 mm min ⁻¹
Ritchie	1983	Zug-, u. Scherversuch	12,5 mm s ⁻¹ *
Ritchie	1984	Zug-, u. Scherversuch	1,6 / 6,4 / 12,5 mm min ⁻¹ *
Fletcher	1985	Zug-, u. Scherversuch	1,6 / 6,4 / 12,5 mm s ⁻¹ *
Cardash	1986	kombinierter Versuch	50 mm min ⁻¹
Caswell	1986	Zugversuch ADA 15	0,2 mm min ⁻¹
Spratley	1987	kombinierter Versuch	2,5 mm min ⁻¹
Clancy	1989	Zugversuch	0,5 mm min ⁻¹
Cardash	1990	kombinierter Versuch	5 mm min ⁻¹
Hayakawa	1991	Scherversuch	1 mm min ⁻¹
Kawara	1991	Biegeversuch	1 mm min ⁻¹
Clancy	1991	Zugversuch	0,5 mm min ⁻¹
Ward	1992	Biegeversuch	12,7 mm min ⁻¹
Catterlin	1993	kombinierter Versuch	2 mm min ⁻¹
Geerts	1993	Scherversuch	5 mm min ⁻¹
Vallittu	1995	Biegeversuch	120 mm min ⁻¹
Cunningham	1995	Zugversuch	2,5 mm min ⁻¹
Thean	1996	Scherversuch	0,5 mm min ⁻¹
Cunningham	1996	Zugversuch	2,5 mm min ⁻¹

widersprüchliche Angaben, möglicherweise sind in allen drei Veröffentlichungen mm min⁻¹ oder auch mm s⁻¹ gemeint

Tab. 12: Literaturübersicht über Belastungsgeschwindigkeiten und angewandte Prüfmethode

2.2.7 Prüfnormen für die Verbundfestigkeitsprüfung von Kunststoffzähnen

Verbundfestigkeit ist der Widerstand, den ein Verbundsystem mechanischen Belastungen entgegensetzt. Die Verbundfestigkeit zwischen Kunststoffzahn und Prothesenkunststoff wird allgemein als Eigenschaft des Kunststoffzahnes aufgefaßt. So ist die Verbundprüfung regelmäßiger Bestandteil der Prüfnormen zur Beurteilung der Qualität von Kunststoffzähnen. Die wichtigsten Prüfnormen sollen hier aufgeführt werden.

2.2.7.1 American National Standard und Australian Standard

Die American National Standards/American Dental Association Specification Number 15 (ADA 15) [2] wurde 1956 erstellt und 1985 revidiert.

Angeteigter Kunststoff wird in eine zylindrische Hohlform eingefüllt und nach mittigem Einbringen eines Kunststoffzahnes (Durchmesser > 8,15 mm), polymerisiert. Die entstehenden Zylinder werden auf einen Durchmesser von 6,35 mm reduziert und die so entstandenen Prüfkörper einem Zugversuch mit einer Vorschubgeschwindigkeit von $0,254 \text{ mm min}^{-1}$ unterworfen. Dabei wird die durchschnittliche Zugfestigkeit bei drei Prüfkörpern ermittelt, bei denen es zum Bruch entlang der Verbundfläche oder durch den Zahn kommt.

Eine Zugfestigkeit von 31 MPa (31 N/mm^2) wird gerade noch als ausreichend angesehen [2, 16].

Der Australian Standard AS 1626 (1974) [3] weicht nur geringfügig von der ADA 15 ab. Er beschreibt die Verwendung von klarem Kunststoff und Prüfkörpern geringerer Länge. Der Vorschub beträgt 5 mm min^{-1} , die geforderte Verbundfestigkeit 32 MPa (32 N/mm^2) [3, 16].

2.2.7.2 International Organization for Standardization / Europäisches Komitee für Normung, British Standard Specification und South African Specification

Bei der Verbundfestigkeitsprüfung nach DIN EN ISO 3336 [21] wird Prothesenkunststoff unter Verwendung einer Einbetthilfe gegen die Lingualfläche von Kunststoff-Oberkieferfrontzähnen polymerisiert, so daß ein Teil der Inzisalkante sowie der Zahnbasis übersteht. Angreifend am überstehenden lingualen Teil der Inzisalkante werden die Prüfkörper einer Zugbelastung in labialer Richtung ausgesetzt. Die Vorschubgeschwindigkeit ist nicht festgelegt. Empfohlen werden Vorschubgeschwindigkeiten zwischen $0,5 \text{ mm/m}^{-1}$ und 10 mm/m^{-1} (gemeint sind vermutlich mm/min bzw. mm min^{-1}). Die Auswertung erfolgt qualitativ. Es wird davon ausgegangen, daß die Verbundfestigkeit ausreichend ist, wenn die Bruchlinie nicht völlig der Verbundfläche folgt [31].

Die British Standard Specification BS 3990 [6] und die South African Specification SABS 1342 [51] basieren auf der ISO 3336 [6, 16, 17, 51].

2.2.7.3 Deutsches Institut für Normung

Der Normenausschuß Dental im DIN Deutsches Institut für Normung e. V. legt in der nicht mehr gültigen DIN 13 914 von 1987 die Verbundfestigkeitsprüfung zwischen Kunststoffzähnen und Prothesenkunststoffen als Dreipunkt-Biegeversuch fest. Es werden quaderförmige Prüfkörper mit quadratischem Querschnitt ($4 \text{ mm} \times 4 \text{ mm} \times 15 \text{ mm}$) verwendet. Die Verbundfläche soll deckungsgleich mit dem Querschnitt des Prüfkörpers sein und mittig unter der Druckfinne ausgerichtet werden. Die Vorschubgeschwindigkeit beträgt 1 mm min^{-1} . Eine Biegefestigkeit von 70 MPa (70 N/mm^2) wird als ausreichend angesehen [20].

