

Aus dem Universitätsklinikum Münster
Poliklinik für Kieferorthopädie des
Zentrums für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde
-Direktorin: Univ.- Prof. Dr. Ehmer-

**Zur Anwendung verschiedener Kunststoffe zur Herstellung von individuel-
len Aufbissschienen
-eine Literaturübersicht-**

INAUGURAL-DISSERTATION
zur
Erlangung des doctor medicinae dentium
der Medizinischen Fakultät der
Westfälischen Wilhelms-Universität Münster

vorgelegt von

Galuba, Michael

aus

Datteln

2006

Gedruckt mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät der Westfälischen Wilhelms-Universität Münster

Dekan: Univ.-Prof. Dr. Jürgens

1. Berichterstatter: Univ.-Prof. Dr. Ehmer

2. Berichterstatter: Univ.-Prof. Dr. Dr. Piffko

Tag der mündlichen Prüfung: 18.07.2006

Aus dem Universitätsklinikum Münster
Poliklinik für Kieferorthopädie des Zentrums für Zahn-, Mund- und
Kieferheilkunde
- Direktorin: Univ.-Prof. Dr. Ehmer -

Referentin: Univ.-Prof. Dr. Ehmer
Koreferent: Univ.-Prof. Dr. Dr. Piffko

ZUSAMMENFASSUNG

Zur Anwendung verschiedener Kunststoffe zur Herstellung von individuellen Aufbiss-
schienen -eine Literaturübersicht-

Michael Galuba

Die vorliegende systematische Literaturübersicht befasst sich mit Kunststoffen, die bei der Anwendung und Herstellung von Aufbisschienen verarbeitet werden. Dies sind zum einen Heiß- und Autopolymerisate, sowie die lichthärtenden Kunststoffe. Die individuellen Aufbisschienen werden sowohl in der Therapie des Bruxismus, bei Para-funktionen, okklusalen Differenzen, muskulären Verspannungen, Korrektur der Kiefergelenkslage und zur Zuordnung der Kiefer im Rahmen der Orthognathen Chirurgie verwendet. Dabei wird in dieser Arbeit auf die Historie der Kunststoffentwicklung eingegangen, insbesondere auf das Anwendungsgebiet in der orthognathen Chirurgie. Dazu wurden themenorientiert differente medizinische Datenbanken herangezogen (u. a. medline, Oldmedline, Pubmed, Web of Science, MeSH). Kunststoffe unterliegen in der Mundhöhle sowohl physikalischen als auch biologischen Veränderungsprozessen. Die zur Verfügung stehende Literatur wird einerseits auf physikalische Eigenschaften, wie Biegefestigkeit, Wasseraufnahme, Schrumpfung, Restmonomergehalt untersucht aber auch andererseits auf klinische Eigenschaften mit ihren biologisch abhängigen Faktoren. Die Biegefestigkeit der Photopolymerisate, die Schrumpfung und die Dimensionsstabilität nahmen mit den Jahren zu. Da der Restmonomergehalt bei den lichthärtenden Kunststoffen eine untergeordnete Bedeutung hat, sahen alle Autoren einen klaren Vorteil dieses Werkstoffes. Lediglich die Wasseraufnahme ließ sich bei den Photopolymerisaten überwiegend als negativ beurteilen. Zu dem zeigte sich, dass die lichthärtenden Kunststoffe einer ständigen Verbesserung unterliegen. Obwohl weiterhin zu klären bleibt, wie die Biokompatibilität und physikalischen Eigenschaften zu bewerten sind, stellen die lichthärtenden Kunststoffe als Ergebnis der Übersicht eine Alternative zu Heißpolymerisaten und Autopolymerisaten dar.

Inhaltsverzeichnis

1	EINLEITUNG.....	1
2	HISTORISCHE ENTWICKLUNG.....	3
3	FRAGESTELLUNG.....	15
4	MATERIAL UND METHODE.....	16
5	ALLGEMEINE MATERIALEIGENSCHAFTEN	18
5.1	HEIßPOLYMERISATE	18
5.2	AUTOPOLYMERISATE.....	19
5.3	LICHPOLYMERISATE	20
6	SPEZIELLE MATERIALEIGENSCHAFTEN	21
6.1	BIEGEFESTIGKEIT, ABRISSEFESTIGKEIT UND ZUGFESTIGKEIT.....	21
6.2	OBERFLÄCHENHÄRTE.....	25
6.3	WASSERAUFNAHME	28
6.4	SCHRUMPFUNG	31
6.5	RESTMONOMERGEHALT.....	39
	BIOLOGISCHE EIGENSCHAFTEN	45
7	KLINISCHE ANWENDUNG.....	53
7.1	ANWENDUNGSBEREICHE:	53
7.1.1	TMJ.....	53
7.1.2	Kieferorthopädie.....	55
7.1.3	Orthognathe Chirurgie.....	56
7.1.4	Orthopädie (Chirurgie).....	60

8	HERSTELLUNG (LABOR)	62
8.1	HEIßPOLYMERISATE	62
8.2	AUTOPOLYMERISATE	63
8.3	LICHPOLYMERISATE	64
9	SCHLUSSFOLGERUNG	66
10	ZUSAMMENFASSUNG	70
11	LITERATURVERZEICHNIS	72
12	ANHANG	86
12.1	SONSTIGE ERGEBNISSE	86
12.2	LEBENS LAUF	88
12.3	DANKSAGUNG	89

1 Einleitung

Die heute für die Anfertigung von herausnehmbaren kieferorthopädischen Geräten verwendeten Kunststoffe basieren auf Modifikationen von Methylmethacrylaten.

Man unterscheidet hierbei zum einen das Verwenden von Kunststoffen für die Herstellung von herausnehmbaren Geräten, funktionskieferorthopädischen Geräten wie Aktivatoren, Platten oder Funktionsreglern [65] zum anderen aber auch den Gebrauch von Kunststoffen bei der Anfertigung von Operationssplinten [5], die ein wichtiger Bestandteil der orthognathen Chirurgie darstellen.

Die ersten selbsthärtenden zahnärztlichen Kunststoffe gründen auf einem Patent, das von Kulzer in den 30er Jahren angemeldet wurde [57]. Das Methylmethacrylat wurde bei Raumtemperatur ausgehärtet. Die bei der Herstellung herausnehmbarer Geräte verwendeten Kunststoffe unterliegen in dem feucht warmen Milieu der Mundhöhle Veränderungsprozessen, die sowohl die biologischen [98, 114] als auch die physikalisch-mechanischen [15, 101, 121] Eigenschaften mitbestimmen. Hierbei kann es zum Herauslösen von Bestandteilen des Kunststoffes kommen wodurch eine Reaktion der Schleimhaut möglich ist [44].

Der große Nachteil der in den 30er Jahre entwickelten Methylmethacrylate war die große Polymerisationsschrumpfung von 21 Vol.-% [41]. Füllungswerkstoffe, die als Composite bezeichnet werden, wiesen immer noch eine Schrumpfung von 5-8 Vol.-% [70] auf. Die Schrumpfung ist umso größer, je kleiner die polymerisierenden Teile in dem Kunststoff sind [4]. Um eine starke Schrumpfung zu umgehen, werden den heutigen Kunststoffen vorpolymerisierte Kunststoffteilchen hinzugefügt [57,82].

Man unterscheidet bei den Kunststoffen die heute Anwendung finden, Heiß-, Kalt oder Autopolymerisate, sowie lichthärtende Kunststoffe. Die frühen Kunst-

stoffe waren alle Heißpolymerisate. Ihre Polymerisation kann nur unter hohen Temperaturen erfolgen. Vorteile der Heißpolymerisate sind neben einer hohen Biegefestigkeit einer geringen Wasseraufnahme und einem geringen Abrieb die lange klinische Erfahrung mit diesem Werkstoff [105, 123, 130, 142]. Der Nachteil dieses, vor allem für Prothesenbasen verwendeten Kunststoffes, ist die lange und komplizierte Verarbeitung [17,139].

Durch Zugabe von tertiären aromatischen Aminen, kann die chemische Reaktion, unter Bildung von Initiatorradikalen, auch bei niedrigen Temperaturen stattfinden. Die als Kalt- oder auch als Autopolymerisate bezeichneten Kunststoffe haben den Vorteil des geringen Abriebs eines ebenfalls hohen Elastizitätsmoduls und einer geringen Wasseraufnahme [96]. Des Weiteren heben sie sich, im Vergleich zu Heißpolymerisaten durch eine leichtere Verarbeitung ab. Dieser Kunststoff weist in nicht polymerisierter Form eine geringe Viskosität auf. Jedoch scheint das Auftreten von einem hohen Restmonomergehalt und der damit in Verbindung stehenden Zytotoxizität gegen diesen Werkstoff zu sprechen [114].

Eine Neuerung war die Entwicklung von Photopolymerisaten [36]. Bei diesen Kunststoffen wirkt Licht einer bestimmten Wellenlänge als Starter für die chemische Reaktion [80]. Durch Zuführen von chemisch eingebundenen anorganischen Füllstoffen entstehen die Composite, wie sie in der heutigen Füllungstherapie Anwendung finden [57]. Vorteile dieser Stoffklasse sind vor allem die nicht mehr auftretende Monomerinhalation und das Ausfallen von Restmonomer, bei der Verarbeitung und beim tragen der Geräte [36]. Ein präzises Formverhalten, verbesserte mechanische Eigenschaften und eine erleichterte Verarbeitung gehören mittlerweile ebenfalls zu den positiven Eigenschaften [30]. Diese Stoffklasse weist jedoch auch Nachteile auf. Bei Nichtentfernen der Sauerstoffinhibitionsschicht erlangen Photopolymerisate eine erhöhte Zytotoxizität [114].

2 Historische Entwicklung

Mit der raschen Entwicklung von Kunststoffen zum Ende des 19. Jahrhunderts hat sich die Anzahl der zahnärztlich anwendbaren Materialien vergrößert. Der erste zahnärztliche Kunststoff war das 1870 aus Nitrocellulose und Kampfer gewonnene Zelloid [55]. Dieser Werkstoff war aber nicht ausreichend mundbeständig und wurde durch die Methylmethacrylate aus der Zahnheilkunde verdrängt [88]

In den 30er-Jahren wurde die Grundlage heutiger Füllungskunststoffe, das Methylmethacrylat (MMA) und die Synthese von Polymethylmethacrylat (PMMA) entdeckt [71].

Die ersten selbsthärtenden Kunststoffe basierten auf einem Patent, das von *Kulzer* [57] im Jahre 1943 angemeldet wurde. Die Polymerisation des Monomers wurde durch eine Redoxreaktion in Gang gesetzt. Die damals verwendeten Kunststoffe wiesen jedoch einige Nachteile auf, die schnell sichtbar wurden. Der größte Nachteil der damals in der klinischen Anwendung bei Klasse III und Klasse V Restaurationen auffiel, war die hohe Polymerisationsschrumpfung von 21 Vol.-%. Des Weiteren waren diese Stoffe pulpatoxisch und wiesen einen erhöhten Ausdehnungskoeffizienten auf [102].

Viele Hersteller versuchten die Polymerisationsschrumpfung zu umgehen, indem sie ein kugelförmiges Polymerisat produzierten, dem das Katalysatorsystem in geeigneter Konzentration zugemischt wurde [41].

Man stellte fest, dass die Beigabe von Füllstoffen die Polymerisationsschrumpfung und den thermischen Ausdehnungskoeffizienten minderte [92].

Es besteht ein Zusammenhang zwischen Füllstoffen und deren Partikelgröße. Je kleiner die Partikel sind, desto geringer sind Druckfestigkeit und Steifigkeit. Je höher der Füllstoffgehalt ist desto Härter, Druckfester und Steifer wird der Werkstoff [78].

Knock und Glenn [41] kamen 1951 auf die Idee, die Kaltpolymerisate dadurch zu verstärken, dass anorganische Füllpartikel zugefügt wurden.

Paffenberger [103] schlug 1953 ebenfalls vor, die Polymerisationsschrumpfung durch Füllkörper zu reduzieren.

1962 gelang es *Bowen* [57], im Bestreben zur Erfindung eines besseren Kunststofffüllungsmaterial, ein neues Monomer zu entwickeln, welches die Polymerisationsschrumpfung bei den Füllungskunststoffen auf 1-2 Vol.-% senken konnte. Es handelte sich hierbei um Bisphenol-A-Derivat aus der Gruppe der aromatischen Diacrylate, speziell das Bisphenol-A-Glycidylmethacrylat, abgekürzt Bis-GMA.

Antonopoulos [3] zeigte 1978 in einer Studie, die sich mit Ober- und Unterkieferprothesen beschäftigte, einen Unterschied im Polymerisationsverhalten von Kunststoffen auf. Es wurden wesentlich höhere Schrumpfungen des Autopolymerisates, im Vergleich zu Heißpolymerisaten, aufgezeigt.

Ogle et al. [98] bewiesen 1986 in einem Versuch, der sich mit der Dimensionsstabilität von lichthärtenden Kunststoffen beschäftigte, dass diese weniger Schrumpfung erkennen ließen als die im Versuch verwendeten Heißpolymerisate.

1991 konnte *Alsawaf* [1] aufzeigen, dass lichthärtende Kunststoffe eine geringere Polymerisationsschrumpfung im Vergleich zu Auto- und Heißpolymerisate zeigten.

Hingegen konnten *Breeding et al.* [12] 1991 in einem Dimensionsveränderungsversuch nachweisen, dass im Vergleich zu Heißpolymerisaten, bei lichthärtenden Kunststoffen höhere Dimensionsveränderungen zu erwarten waren. Diese schienen aber nach eigenen Angaben nicht von klinischer Relevanz zu sein.

Puckett [109] berichtete 1992, indem er eine neue Methode zur Erfassung der Polymerisationsschrumpfung aufzeigte, dass die Schrumpfung in Abhängigkeit von den im Kunststoff enthaltenen Füllern steht.

Im Jahre 1992 konnten von *Dixon et al.* [34] eine Dimensionsveränderung nach einer Lagerung von unterschiedlichen Kunststoffen in Wasser nachgewiesen werden. Bei diesen Kunststoffen handelte es sich um drei Heißpolymerisate und einem lichthärtenden Kunststoff.

1996 konnten *Bohnenkamp et al.* [17] in Ihren Versuchen zeigen, dass sie gleiche Werte wie die von Ogle et al. [98] erreichen konnten. Dabei berichtete *Ogle* davon, dass die lichthärtenden Kunststoffe den Heißpolymerisaten in nichts nachstehen.

Cucci et al. [21] zeigten 1996 in ihren Versuchen, welche sich mit der Dimensionsveränderung nach Wasserlagerung von Heißpolymerisaten und lichthärtenden Kunststoffen beschäftigte, keine signifikanten Unterschiede auf. Die Werte die aus diesen Versuchen hervorgingen, wiesen allen getesteten Materialien eine Dimensionsveränderung nach.

Danesh et al., [30] zeigten 2003 einen Polymerisationsschrumpungsunterschied zwischen Kaltpolymerisaten und lichthärtenden Kunststoffen auf. Sie bewerteten den Einsatz von lichthärtenden Kunststoffen als praktikable Alternative zu den bisher verwendeten Autopolymerisaten.

Der Restmonomergehalt, der in den Kunststoffen enthaltenen Polymerisaten steht seit langem in Verdacht, eine zytotoxische Wirkung auf Zellen auszuüben.

So konnte *Deichmann*, der von Blümmler zitiert wurde [10] bereits 1941 in einem Tierversuch zeigen, das reines Monomeres Methacrylat toxische Wirkung besitzt, wenn es lokal auf die Haut und Konjunktiva aufgetragen wird.

Der von *Blümmler* [10] zitierte Autor *Spreng* vermutete bei über 60 eigenen Beobachtungen, dass eine Stoffwirkung auf allergischer Basis, eintritt.

Aus der Veröffentlichung von Blümmler [8] aus dem Jahre 1965 ging hervor, dass *Wannemacher* [10], *Niquist* [10] und *Langer* [10] der Ansicht sind, dass die Allergie gegen Kunststoffe ein mögliches aber relativ seltenes Ereignis darstelle.

Allerdings maß *Hennicke* [58] 1954 wie auch *Schoonover* [8] und *Bauer* [8] dem Restmonomer vorrangige Bedeutung, bei der Entstehung von Prothesenstomatopathien zu.

Im gleichen Jahr berichtete *Fisher* [44] über zwei Zahnärzte und zwei Zahn-techniker, die aufgrund von Methylmethacrylaten Reaktionen der Haut zeigten.

So berichtete *Blümler* 1965 [10], dass die Kunststoffe, die in der Prothetik Verwendung finden, neben der eigentlichen Belastung durch die Basen ebenfalls eine Reizerscheinung der Mundschleimhaut auslösen können.

1972 berichtete *Rickels* [112] über Läsionen, die in Zusammenhang mit Autopolymerisaten stehen.

Parallel dazu konnte 1973 *Fisher* [45] ebenfalls den Verdacht anführen, dass orale Stomatitiden im Zusammenhang mit Prothesenkunststoffen stehen.

Im Jahre 1974 zeigt *Giunta* [52] in einem Patientenbericht, dass eine Allergie, die sich in der Mundhöhle bei einer 24 jährigen Frau manifestierte, in Zusammenhang mit Acrylaten stand.

Danilewicz-Stysiak [31] zeigte in einem InVitro-Versuch im Jahre 1980, dass die Höhe der Toxizität in Zusammenhang mit der verwendeten Menge an Monomer steht.

Scheuermann [119] berichtete 1981, dass der Restmonomergehalt in Kaltpolymerisaten höher sei als in Heißpolymerisaten.

1982 äußerten sich *Blanchet et al.* [8] in ihrem Artikel negativ über die freiwerdenden Monomerdämpfe, die bei der Verarbeitung von Prothesenkunststoffen frei werden.

Rosiwall [116] konnte zeigen, in dem er im Jahre 1984 in der Kieferorthopädie gebräuchliche Kaltpolymerisate untersuchte, dass der Restmonomergehalt auch in Zusammenhang mit unterschiedlichen Verarbeitungsmethoden steht.

Im Jahre 1984 stellte *Estlander* [43] fest, dass eine Kontaktdermatitis bei Kieferorthopäden und Zahnärzten nicht zwangsläufig von dentalen Kunststoffen verursacht wird. Er behauptete, dass Hautprobleme auch von den bis zu hundert Reinigungen am Tag stammen könnten.

Staffort [130] stellte 1985 klar, dass in den Kunststoffen, die in der Kieferorthopädie Verwendung finden, ein höherer Restmonomergehalt zu finden ist als in Heißpolymerisaten. Er konnte aber auch zeigen, dass eine 12 stündige Lagerung in Wasser den Gehalt an Restmonomer weit senken kann.

Szabo et al. [133] berichteten 1987 von einer Restmonomerreduktion durch Auftragen eines lichthärtenden Materials als oberste Schicht.

1989 berichtete *Jacobson* [62], dass 40 % der untersuchten Kieferorthopäden und 43 % der untersuchten Dentallaboranten arbeitsspezifische Hautprobleme aufwiesen, die in Zusammenhang mit den verarbeiteten Kunststoffen standen.

1994 untersuchte *Kanerva* [66] unterschiedliche Stoffe, die in der Zahnmedizin Verwendung finden, nach ihrer Allergisierung. Er konnte feststellen, dass Allergien gegenüber lichthärtenden Kunststoffen wesentlich seltener auftreten als bei Autopolymerisaten und Heißpolymerisaten.

Vallitu [137] untersuchte 1994 nochmals den Restmonomergehalt von PMMA und stellte fest, dass die höchste Konzentration direkt nach der Verarbeitung zu finden ist, und dass nach einer Lagerung in Wasser für mehrere Tage bzw. Wochen keinerlei Restmonomergehalt mehr zu finden ist.

2000 machten *Rose et al.* [114] den Unterschied deutlich, dass die in der Kieferorthopädie verwendeten Kaltpolymerisate aufgrund ihres erhöhten Restmonomergehaltes als gering zytotoxisch eingestuft werden. Andere Kaltpolymerisate und die im Versuch verwendeten Heißpolymerisate wiesen einen geringeren Restmonomergehalt auf und wurden somit als nicht zytotoxisch eingestuft.

In der Literaturübersichtsarbeit von *Jorge* [64] wurde 2003 nochmals klargestellt, dass Hautirritationen aus einer inkompletten Polymerisation und dem damit resultierende Restmonomergehalt stammen.

Um Kunststoffe abschließend in die Zahnmedizin einführen zu können, müssen einige Anforderungen erfüllt sein. Die bisher erwähnten Aspekte der angeführten Autoren bezogen sich auf klinische Aspekte, die die Gesundheit von Patient, Techniker und Behandler in den Vordergrund rückten. Jedoch muss, um eine hohe Akzeptanz zu gewährleisten, auch physikalische Aspekte wie Härte und Oberflächenhärte, Biegefestigkeit, Dimensionstreuung und Wasseraufnahme gewährleistet sein.

Bei Biegefestigkeitsversuchen ist das maximale Biegemoment M abhängig von der Größe der Last P sowie ihrem Angriffspunkt [88]. Nach Biegefestigkeitsversuchen für Prothesenkunststoffe der Europäischen Norm (ISO 1567) werden die Probekörper vor der Biegeprüfung in einem 37 °C warmen Wasserbad für eine Zeit von 50 ± 2 h gelagert. Danach wird ein Probekörperstreifen aus dem Wasser genommen und auf die Biegeeinrichtung aufgesetzt. Die Kraft der Druckfinne der Biegeeinrichtung wird gleichmäßig mit einer konstanten Geschwindigkeit von 5 ± 1 mm/min von Null bis zum Bruch erhöht. Wenn bei den Prothesenkunststoffen die Ergebnisse von mindestens vier der fünf Probekörper nicht weniger als 65 MPa beziehungsweise 60 MPa betragen, dann erfüllt der Werkstoff die Anforderungen [32].

Die ersten von *Kulzer* [57] entwickelten Polymethylmethacrylate waren in ihrer Druck- und Biegefestigkeit unzureichend [41]. Auch konnten bei diesen verwendeten Kunststoffen Dimensionsveränderungen und Strukturveränderungen im Polymergefüge unter thermischen Wechselbedingungen beobachtet werden [114].

1963 befasste sich *Schwickerath* [123] in seinen Versuchen mit der Festigkeit von Prothesenkunststoffen und fand heraus, dass Zug, Druck, Schub, Biegung und Verdrehung in Zusammenhang stehen mit der Festigkeit des Werkstoffes.

Er fand heraus, dass Unterschiede im Festigkeitsverhalten und in der Härte durch Polymerisationsbedingungen und Verarbeitung bedingt sind.

Breustedt [13] untersuchte 1969 unterschiedlichste Methylmethacrylate auf ihre Biegefestigkeit und kam zu dem Ergebnis, dass das vorgefertigte Polymerisat sowie die Verarbeitungsmethode eine hohe Aussagekraft über die Biegefestigkeit und Härte bringen.

1976 fand *Zakhari* [143] heraus, dass bei der Verarbeitung von Methacrylaten nicht nur Dimensionsveränderungen, sondern auch unterschiedliche Härtegrade festzustellen sind.

1984 schlussfolgerte *Rosiwall* [116], dass die in der Kieferorthopädie verwendeten Kaltpolymerisate keine signifikanten Unterschiede hinsichtlich der Verarbeitungsart aufzeigen.

Eli [42] stellte im Jahre 1986 fest, dass bei den lichthärtenden Kunststoffen die Härte in der Tiefe abnimmt und meinte, dass dies auf eine unzureichende Durchdringung von Licht zurückzuführen sei.

Matsumoto [91] meinte im gleichen Jahr, dass keine signifikanten Härteunterschiede bei einer Durchdringungstiefe von 0,5 bis 1 mm zu finden sei.

1989 untersuchten *Curtis et al.* [22] die Abrissfestigkeit von lichthärtenden Kunststoffen im Vergleich zu heißpolymerisierenden Kunststoffen bei der Reparatur von Prothesenbasen. Sie kamen zu dem Ergebnis, dass um eine hohe Abrissfestigkeit zu erzielen immer ein Bonding nötig ist.

Ottl et al. [100, 101] untersuchten 1995 und 1997 in ihren Versuchen Heißpolymerisate und Autopolymerisate im Vergleich zu lichthärtenden Kunststoffen bei Aufbissschienen. Dabei untersuchten sie allgemeine werkstoffkundliche Eigenschaften und Abrasionsfestigkeit. Sie kamen dabei zu dem Ergebnis, dass die Biegefestigkeit höhere Messwerte zugunsten des Heiß- und Kaltpolymerisates im Gegensatz zu lichthärtenden Kunststoffen ergaben. Auch sind bezüglich der

Abrasionsfestigkeit die lichthärtenden Kunststoffe laut *Ottl et al.* den herkömmlichen Pulver-/Flüssigkeitssystemen unterlegen.

Im Jahre 2003 konnten *Danesh et al.* [30] aufzeigen, dass neue lichthärtende Kunststoffe sowohl in der Biegefestigkeit, des E-Moduls, als auch in der Durchhärtung den Autopolymerisaten gleichgestellt sind.

Danesh et al. [32] bewiesen auch, indem sie erstmals durch eine Oberflächenhärtemessung, der sog. Vickers-Härte bei dentalen Kunststoffen anwendeten, dass keinerlei werkstoffkundliche Nachteile für lichthärtende Kunststoffe im Vergleich zu Autopolymerisaten, bestehen.

Methylmethacrylate werden in der heutigen Zeit genau wie auch lichthärtende Kunststoffe in der Behandlung von Myopathien eingesetzt. Hierzu werden Aufbisschienen aus den oben genannten Materialien hergestellt. Neben okklusalen Differenzen, deren Therapie *Posselt* 1968 [107] und 1971 *Ramfjord and Ash* [111] beschrieben, werden des Weiteren Aufbisschienen auch zur Therapie von Bruxismus und Parafunktionen, wie sie von *Pavone* [104] 1985 und *Hanamura* [54] 1987 beschrieben wurde, eingesetzt. Die Therapie von muskulären Verspannungen der Kaumuskeln wurden von *Okeson* [99] im Jahre 1982, *Laskin* [75] und *Block* [9] 1986, *Clarke* [23] 1984, *Carraro und Caffesse* [19] im Jahre 1978 beschrieben. Korrekturen der Kiefergelenkslage wurde 1983 durch *Helms* [56] 1983, *Lundh* [79] 1985, *Clarke* [23] 1984 beschrieben, nachdem sie Stabilisierungsschienen aus Kunststoff eingesetzt haben. Diese werden ebenfalls in der Schmerztherapie eingesetzt. *Clark* [23, 24, 25] tat dies und beschrieb sein Vorgehen und Erfolg im Jahre 1984 und 1988, sowie *Manns* [86, 87] 1981 und 1983. Ebenfalls von seinen Erfolgen mit diesen Kunststoffschienen berichtete *Sheikholeslam* [127] 1986.

Die Anwendungsgebiete der Methylmethacrylate sowie der lichthärtenden Kunststoffe umfassen in der Kieferorthopädie neben der Herstellung von Platten und Geräten auch das Herstellen von Splinten, wie sie bei Dysgnathieoperationen zum Zuordnen der Kiefer Verwendung finden. Im Jahre 1997 beschrieben *Wiechmann et al.* [141] eine Dysgnathieoperationsplanung anhand des kali-

brierten-Doppelsockel–Modellpositionierungs-Verfahren-Meßwertübertragungssystem. Dabei unterzog man den Modellen des Patienten, die in einem SAM Artikulator adjustiert wurden eine Modelloperation, um dann auf diese Modelle die Operationssplinte anzufertigen. Die Modelle wurden in dieser Position fixiert und ein Splint durch den Techniker angefertigt. Bei einer bimaxillären Operation erfolgte zusätzlich die Anfertigung von einem Zwischensplint als intraoperative Zuordnungshilfe.

Um eine genaue Passform und ein leichteres Positionieren während der Operation zu erreichen, unterlag die Materialentwicklung und Anfertigungstechnik einer stetigen Forschung um bessere Materialien für die Anfertigung von Splinten zu gewinnen. Es spielte somit sowohl Anfertigungszeit und –umfang, die Schrumpfung des Materials und das Freiwerden von Restmonomergehalt als auch die Zytotoxizität eines solchen Splintes eine Rolle.

Die ausgewertete Literatur zeigte allerdings, dass sich die Autoren wesentlich häufiger mit den Operationsmethoden als mit den verwendeten Splinten beschäftigten.

1956 berichtete *Schuchardt* [120], im Zusammenhang mit der Verbesserung der Drahtschienenverbände bei Frakturen, von dem Anwendungsgebiet solcher Schienen in der Dysgnathieoperation.

Köle [69] berichtete 1959, dass eine Immobilisation der osteotmierten Kiefer nach der Operation erforderlich sei.

Gleicher Meinung war 1966 *Mohnac* [90], indem er okklusale Deformitäten operierte und sie zur Stabilisation nach der Operation fixierte.

Alternativ hierzu berichteten *Kent et al.* [68] 1969 von einem aus Heißpolymerisat bestehenden Splint, der lediglich an einem Kiefer befestigt wurde, um somit das tägliche Leben für den Patienten angenehmer zu gestalten.

1973 verwendeten *Cranin* und *Dennison* [26] einen Kunststoff, der unter Vakuum in eine Form eingelassen wurde.

Cole und *Stapels* [27] stellten im gleichen Jahr einen Splint vor, der aus Ticonium bestand und ohne individuellen Impressionen einer Zuordnung der Kiefer zueinander erleichtern sollte.

Rosenberg [115] stellte 1976 weitere Möglichkeiten der postoperativen Fixation vor. Dabei bezog er sich vor allem auf die Säure-Ätz-Technik, die durch *Buonocore* [57] aus dem Jahre 1955 an Polarität weiter gewinnen konnte, ein direkt Bonding System aus Kunststoff, sowie ein kieferorthopädischer Bogen der der individuellen Zahnreihe angepasst wurde.

1978 stellten *Bays et al.* [5] die in der orthognathen Chirurgie verwendeten „ein Bogen Stabilisationen“ vor. Dabei berichteten sie von dessen Vorteilen, die sie in der Vermeidung von intermaxillärer Fixation sahen. Vorteile der Acryl Splinte waren nach *Shira*, dass die Operation ohne Anwesenheit eines Kieferorthopäden stattfinden konnte.

1982 berichtete *Ripley* [113] von der Methode einen Splint herzustellen, der aus Autopolymerisat bestand. Dabei verwendete er einen zusammengefügt Splint, der zuerst als Zwischensplint diente und nach Trennen der oberen Hälfte des Splintes als permanenter Splint fungierte.

Wong et al. [142] berichteten 1985 von der Verwendung von Acryl Splinten, die vor dem Einsetzen in den Patientenmund während der Operation gewässert werden sollten. Die Polymerisationsschrumpfung und der damit verbundenen Passungenauigkeit sollte so entgegen gewirkt werden.

1986 sah es *Nespeca* [96] als notwendig an, den Operationssplint mindestens eine Nacht vor der eigentlichen Operation in Wasser zu lagern.

Dos Santos [36] untersuchte im Jahr 2000 das Patientenbefinden bei Okklusionssplinten, die zum einen aus lichthärtenden Kunststoffen und zum anderen aus Heißpolymerisaten bestanden. In dieser Studie befragte er die Patienten und kam zu dem Ergebnis, dass es keine signifikanten Unterschiede dieser beiden Materialien bezüglich des oralen Befindens gibt.

Block et al. [9] unterstrichen 1987 nochmals die Verwendung von einem herausnehmbaren Splint der sowohl im Ober-, als auch im Unterkiefer befestigt werden kann.

1989 verwendeten *Fridrich et al.* [47] einen aus Methylmethacrylat angefertigten Splint, um in der Operation die Zuordnung leichter zu gestalten, als auch die eigentliche Operationszeit zu verkürzen.

Scuba et al. [124] beschrieben im Jahre 1990 das Verwenden von einem licht-härtenden Kunststoff zum Anfertigen eines Dysgnathieoperationssplint. Diese Untersuchung sollte vor allem den technischen Aufwand sowie die Verarbeitungszeit aufzeigen. Das Ergebnis bewies, dass ein erheblicher Zeitvorteil zu Gunsten des lighthärtenden Kunststoffes, sowie eine wesentliche Verarbeitungserleichterung, vermerkt wurde.

1998 beurteilten *Brady und Pelle* [11] das Verwenden von Acryl Splinten als kritisch, da das Methylmethacrylate in Verbindung mit vielen gesundheitlichen Problemen wie Kontaktdermatitis, Kopfschmerzen und anderen Gesundheitsproblemen stehe. Deshalb empfahlen sie die Verwendung von lighthärtenden Kunststoffen.

1996 stellte das *Department of Maxillofacial Surgery des Royal London Hospital* [38] einen Splint aus einer Silber legierung vor. Dieser bestand aus einem maxillären und einem mandibulären Teil, die durch einen Pin auf jeder Seite miteinander verbunden waren. Diese Pinne konnten einfach entfernt und wieder platziert werden und machten somit eine flexible Handhabung des Splintes möglich.

1998 wiesen *Dyer* [38] und *De Massiac* [39] auf die zwingende Notwendigkeit hin, dass der Splint eine optimale und nachzuvollziehende Passform haben müsse, um eventuelle intraoperative Komplikationen zu umgehen.

2001 stellte *Landes* [74] auf der Suche nach Alternativen zu Polymethylmethacrylaten in der Operationssplinttherapie, lighthärtende Materialien vor. Seiner Meinung nach war dies notwendig, da Polymethylmethacrylaten starken Di-

mensionsschwankungen beim Autoclavieren unterliegen. Ebenfalls stellte er fest, dass sich die Verarbeitungszeit, bei Verwenden von lichthärtenden Kunststoffen erheblich verkürzt.

Bocca et al. [16] stellten 2002 einen Splint aus Silikon vor, dessen Verarbeitungszeit lediglich 15 Min. in Anspruch nimmt und somit den Autopolymerisaten, in der Verarbeitungszeit, im Vorteil ist.

3 Fragestellung

Ziel dieser Arbeit ist es, eine Übersicht der verschiedenen dentalen Kunststoffe, für die Herstellung von Aufbissschienen, zu geben.

Diese Literaturübersicht soll vor allem die Anwendungsgebiete des Polymethylmethacrylates (Auto-/Heißpolymerisate) und die der neueren Stoffgruppe, der Urethandimethacrylate (lichthärtende Kunststoffe).

Insbesondere wird in der Literatur auf Ergebnisse eingegangen, die einen Aufschluss über physikalische und klinische Relevanzen zeigen. Physikalisch betrifft dies den Restmonomergehalt, das Wasseraufnahmeverhalten und die Löslichkeit, das Elastizitätsmodul, die Biegefestigkeit, die Oberflächenhärte und den Abrieb. Untersuchte klinische Aspekte sind die Zytotoxizität und Allergisierung der Werkstoffe.

In diesem Zusammenhang werden die Vor- und Nachteile der einzelnen Kunststoffe miteinander verglichen, um somit den Gebrauch bei orthognathen Chirurgen in Form von Splinten darzulegen und eventuell bzw. gegebenenfalls zu begründen.

Eine weitere Frage dieser Arbeit ist es, in wie weit sich im Laufe der Zeit die Kunststoffe dieser drei Stoffgruppen so verändert haben, dass ihre Anwendungsgebiete erweitert wurden.

Ohne Zweifel weist jede Stoffgruppe unterschiedliche Eigenschaften auf, wodurch sich ihre Anwendung begründet. Jedoch ist es nützlich, unterschiedlichste Anwendungsgebiete aufzuzeigen, um eventuelle gebietsübergreifende Nutzen zu entdecken und darzustellen. Dabei spielen vor allem physikalische und klinische Faktoren eine Rolle, die mit ihren gewünschten bzw. nicht erwünschten Eigenschaften auftreten und gegeneinander abgewogen werden müssen. Die Anwendungsgebiete von Kalt- und Heißpolymerisaten sowie dem lichthärtenden Kunststoff sollen aufgezeigt werden.

4 Material und Methode

Die Informationen für die vorliegende systematische Literaturübersicht entstammen mehreren, sich ergänzenden Quellen. Auf folgende medizinische Datenbanken wurde zur Identifikation vorhandener Studien hinsichtlich der Thematik dieser Dissertation zurückgegriffen: Medline, Oldmedline, Pubmed, Web of Science. Desweiteren wurden allgemeine und Metasuchmaschinen herangezogen: Google, Yahoo, Altavista, MetaCrawler, MetaGer, MetaSpinner. Artikel, die nicht elektronisch zugänglich waren, wurden über Literaturverzeichnisse herausgesucht und aus Bibliotheksbänden zusammengetragen.

Die spezifischen Suchanweisungen für die Literaturdatenbank Medline wurden für die oben genannten Datenbanken angepasst.

Für jede Datenbank wurden geeignete Suchterme, bestehend aus logischen Operatoren und Suchwörtern erstellt und für alle gemeinsamen Ausschlusskriterien kreiert. Diese Terme bezogen sich auf die lichthärtende Kunststoffe, Heiß- und Kaltpolymerisate. Dabei wurde zum einen auf die geschichtliche Historie, mit deren Entwicklung und Fortschritt eingegangen und zum anderen auf Materialeigenschaften, Anwendungsgebiete sowie auf die Vor- und Nachteile der drei Stoffgruppen.

Die Spezifizierung erfolgte mittels der Medical Subject Headings (MeSH) und der Schlagwörter: visible light-cured resin or self-cured acrylic or acrylic or heat-polymerisation acrylic or autocured acrylic or denture base or methyl methacrylate or monomer or orthodontic materials or cytotoxicity or toxicity or vapors residual monomer or dimensional changes or shrinkage or shrinkage or flexural modulus or hardness or flexural strength or resin or VLB (visible-light cured) or modulus of elasticity.

Als besonderes Anwendungsgebiet der Kunststoffe in der Kieferorthopädie wurden vorrangig auf die Operationssplinte, wie sie in der Dysgnathiechirurgie Verwendung finden, eingegangen. Interessant ist hierbei die Historie von der Entdeckung bis zum heutigen Stand der Kunststofftechnik.

Hierbei wurde in erster Linie nach der Geschichte solcher Operationssplinte gesucht. Des Weiteren wurde die Suche nach der Literatur von dem heutigen „state of the Art“ des Materials beeinflusst, welches in der Splinttherapie Verwendung findet. So wurden hier Suchterme gewählt, die direkt mit der orthognathen Chirurgie zu tun hatten.

Die Spezifizierung für dieses Teilthema erfolgte auch hier wieder mittels der Medical Subject Headings (MeSH) und der Schlagwörter:

Splint or orthognathic surgery or orthodontic splint or surgery.

Die Suche wurde in Englisch vollzogen. Lediglich in einem Fall, bei dem der Volltext nur in Französisch präsent war, musste auf diese Sprache zurückgegriffen werden. Um sich einen Überblick über die Thematik zu Beginn zu verschaffen, wurde die Suche in Deutsch vollzogen. Diese fand im Allgemeinen bei nicht wissenschaftlichen Suchmaschinen statt. Dies waren die Suchmaschinen von „Google“ und „Yahoo“.

Zunächst erfolgte eine Einteilung der Texte in werkstoffkundliche und klinische Untersuchungen.

Um eine Gegenüberstellung der werkstoffkundlichen Arbeiten zu ermöglichen, wurden die Messwerte - soweit möglich - auf vergleichbare Einheiten umgerechnet.

Die Ergebnisse zeigen bei kritischer Selektion die Schwierigkeiten der Vergleichbarkeit der Daten, deren erhebliche Divergenz eine mathematische Bearbeitung im Sinne einer Metaanalyse nicht erlaubt. Die unterschiedlichen Untersuchungsmethoden erschweren einen Vergleich früherer Studien. Somit war eine statistische Analyse nicht durchführbar, weshalb die Ergebnisse in tabellarischer Form sowie im Text miteinander verglichen und diskutiert wurden.

5 Allgemeine Materialeigenschaften

5.1 Heißpolymerisate

Die frühen Kunststoffe waren allesamt Heißpolymerisate [114]. Man hat mit diesem Werkstoff lange positive Erfahrungen gemacht [105] und setzt sie deshalb immer noch [89] ein. Heißpolymerisate dominieren seit über 50 Jahren den Markt der Kunststoffe [105].

Die Stoffgruppe der Heißpolymerisate verfügt über hervorragende physikalische und klinische Eigenschaften. Diese sind eine hohe Biegefestigkeit und Härte, Geschmacksneutralität, Biokompatibilität und eine hohe klinische Akzeptanz [105].

Des Weiteren sind diese Polymerisate den anderen Kunststoffen in Biegefestigkeit [100] und in einem geringeren Abrieb [101] immer noch weit überlegen.

Zwar werden in der heutigen Zeit immer mehr Fälle der Allergisierung gegen Monomer und Restmonomer [44] bekannt, jedoch lässt sich der Werkstoff immer noch als sehr biokompatibel beurteilen [66].

Ihr Grundbaustein ist der bei Zimmertemperatur flüssige, farblose Methylester der Methacrylsäure [89]. Für die Verarbeitung dieses Polymerisates ist eine Zufuhr eines hohen Energieniveaus in Form von Wärme nötig. Somit muss der durch Anmischen zwischen Flüssigkeit und Pulver entstandene Teig erst in eine Form gepresst werden, die dann in einem Wasserbad auf etwa 100 Grad Celsius erwärmt werden [88]. Um einer Schrumpfung des erhitzten Teigs entgegenzuwirken, muss dieser für mehrere Stunden langsam auskühlen [20].

Damit ist die Zeitaufwendige und komplizierte Verarbeitung ein entscheidender Nachteil für die Heißpolymerisate [100]. Die Anwendungsgebiete der Heißpolymerisate umfassen überwiegend die Herstellung von Prothesen in der zahnärztlichen Prothetik [105].

5.2 Autopolymerisate

Chemisch gesehen besteht zwischen den Heiß- und Autopolymerisaten kein Unterschied. Die beiden Werkstoffe unterscheiden sich lediglich durch die Art, wie die Polymerisation des Monomers ausgelöst wird [89]. Durch die Zugabe von tertiären aromatischen Aminen, welche über die Bildung von Initiatorradikalen die Polymerisation starten, wird es möglich, auch unter relativ niedrigen, in einem bei 35-45 Grad Celsius temperierten Wasserbad, eine chemische Reaktion ablaufen zu lassen [88,114].

Autopolymerisate unterscheiden sich von den Heißpolymerisaten durch eine schnelle unkomplizierte Verarbeitung [116]. Gute physikalische Eigenschaften, die es dem Werkstoff erlauben, ein weit verbreitetes Anwendungsgebiet zu geben, sprechen ebenfalls für ihn.

Jedoch sind bei der Qualität dieses Kunststoffes gelegentlich Abstriche zu machen. Kaltpolymerisate weisen mehr Porositäten und Hohlräume auf als vergleichsweise Heißpolymerisate [131].

Härte und Biegefestigkeit sind annähernd so hoch wie die des Heißpolymerisates, wenn die Verarbeitung streng nach Herstellerangaben durchgeführt wird [88, 100, 116]. Weicht man von diesen ab, so kann die Zahl von Porositäten und Hohlräumen steigen [4].

Die Verarbeitungszeit spielt bei dem Autopolymerisat eine entscheidende Rolle. Da die Polymerisation bei einer wesentlich geringeren Temperatur stattfindet und somit das Abkühlen wesentlich schneller ist [116], ist der gesamte Fertigungszeitraum unter einer Stunde möglich [88].

Allergisierung gegen Monomer und Restmonomer [44] sind bekannt und bei Autopolymerisaten aufgrund der Entstehung einer erhöhten Zahl an Restmonomeren eher zu erwarten [66]. Dies stellt neben dem erhöhten Polymerisations-schrumpfungseffekt einen Nachteil dieser Stoffgruppe dar.

Beide Effekte sind auf eine zu schnell ablaufende Polymerisationsreaktion zurückzuführen. Durch die Umgebungstemperatur bei der Verarbeitung wird im gewissen Maße flüssiges Monomer zu schnell verbraucht und steht der Reaktion nicht mehr zu Verfügung. Deshalb sollte die Reaktion in einem warm temperierten Wasserbad erfolgen [88].

5.3 Lichtpolymerisate

Eine Weiterentwicklung der oben genannten Kunststoffe sind die Photopolymerisate. Diese Kunststoffe polymerisieren erst bei Lichtzugabe einer bestimmten Wellenlänge und ermöglichen somit eine schnelle und kontrollierte Verarbeitung [80].

Des Weiteren kommt bei diesem Kunststoff keine Inhalation von Monomer vor. Dieser Werkstoff wird deshalb als Biokompatibel bezeichnet [36]. Durch Fortschreiten der Entwicklung dieses Kunststoffes resultierten verbesserte mechanische Eigenschaften und ein präziseres Formverhalten [1].

Jedoch bestehen auch bei diesem Material Nachteile. Bei nicht Entfernen der nach der Polymerisation entstandenen Sauerstoffinhibitionsschicht entsteht eine erhöhte Toxizität [114]. Somit sollte es unumgänglich sein, die komplette Fläche des Kunststoffes zu polieren [114]. Bei unzureichender Lichtapplikation härtet der Kunststoff nicht in dem gewünschten Maße aus [91].

Eine Langzeitstudie über die Anwendung der Photopolymerisate gibt es bis zu diesem Zeitpunkt nicht. Auch sind sich die Autoren [22, 30] in ihren Berichten über Härte und Biegefestigkeit uneinig.

6 Spezielle Materialeigenschaften

6.1 Biegefestigkeit, Abrissfestigkeit und Zugfestigkeit

Eine wesentliche Forderung an dentale Kunststoffe ist die möglichst hohe und dauerhafte Stabilität gegen Deformation und Bruch [32].

Die richtige klinische Anwendung und die sinnvolle Anwendung in einem Gebiet ist nur möglich, wenn man die mechanischen Eigenschaften, also die Wirkung von plastischen und elastischen Verformungen, bei Beanspruchung kennt [88].

Entsprechend der Belastung im Mund wird die mechanische Festigkeit der Acrylate im Biegeversuch dargestellt. Dabei stellt auch das Elastizitätsmodul (E-Modul), eine wichtige Größe dar. Dieses wird definiert als Größe der Durchbiegung bei gegebener Belastung. Je größer die Durchbiegung bei steigender Belastung, desto größer die Flexibilität und kleiner das E-Modul [88,89].

Andreopoulos [2] untersuchte 1994 die Reparatureigenschaft von den drei Kunststoffgruppen in einem Biegeversuch miteinander und kam zu dem in Tabelle 1 dargestellten Werten. Dabei reparierte er gebrochene dental Prothesen, die aus Heiß-(SR 3/60[®], Ivoclar Schaan Lichtenstein), Autopolymerisat (Novodur[®], Lanxess Europe GmbH & Co.KG Köln, Deutschland) und lichthärtenden Kunststoffen (Triad II[®], Dentsply International York P.A., USA) bestanden, mit den Kunststoffen der jeweiligen gleichen und anderen Stoffgruppen. Er kam dabei zu dem Ergebnis, dass der Träger aus Autopolymerisat, der mit dem lichthärtenden Kunststoff repariert wurde, die beste Biegefestigkeit mit 30,5 MPa aufwies. Das schlechteste Ergebnis wies eine Prothese aus lichthärtenden Kunststoff mit 16,3 MPa auf, welches mit dem lichthärtenden Kunststoff repariert wurde.

Breustedt [13] untersuchte 1969 Dentalplasten, die aus Heißpolymerisat (Kallocryl[®], Degudent Hanau, Deutschland) gefertigt wurden, nach ihren Materialeigenschaften bei einem Biegeversuch. Die Plasten wurden zum einen trocken

und zum anderen feucht gelagert (siehe Tabelle 1). Er kam zu dem Ergebnis, dass die trockenen Proben einen stärkeren Druck aushielten als die feucht gelagerten. 101,0-114,7 zu 71,2-103,6 MPa. Er führte die Verschlechterung der Materialeigenschaften auf die Wassereinlagerung zurück.

Ottl [100] stufte jedoch 1995 die Biegefestigkeit für Photopolymerisate geringer ein als die der anderen Polymerisate. Für den lichthärtenden Kunststoff ermittelte der Autor einen Wert von 29,87 MPa. Im Vergleich dazu kamen bei gleicher Versuchsanordnung für Autopolymerisate (Orthocryl[®], Dentaureum, Pforzheim Deutschland; Palapress[®], Heraeus Kulzer Hanau Deutschland) 67,2 MPa und Heißpolymerisate (Selectaplus[®], degudent Deutschland) 73 MPa heraus. Damit lagen die Erwartungen für die Photopolymerisate (Acryl[®], Dentsply International York P.A. USA) hinter denen von Auto- und Heißpolymerisaten.

Danesh [30] zeigte mit seinem Ergebnis, welches in Tabelle 1 aufgeführt ist, dass die Biegefestigkeit bei lichthärtenden Kunststoffen, die er in seinem Versuch verwendete, zwischen 80,9 und 128,6 MPa liegt. Im Vergleich dazu untersuchte er als Referenzwerkstoff ein gebräuchliches Autopolymerisat (Palapress[®] Heraeus Kulzer GmbH Hanau Deutschland) und kam dabei auf einen Wert von 86,9 MPa. *Danesh* gab das E-Modul für die Photopolymerisate zwischen 1,9 GPa und 3,4 GPa sowie für das Autopolymerisat (Acrylight[®] Schütz-Dental GmbH Rossbach Deutschland; Primo Splint[®], Primotec Bad Hombuch Deutschland; Triad Transheet colorless[®] und Pink[®], Dentsply De Trey Konstanz Deutschland) bei 2,4 an.

Rosiwall [116] untersuchte im Jahre 1984, ob es generell einen Unterschied zwischen zwei unterschiedlichen Verarbeitungsmethoden von Autopolymerisaten (Forestacryl[®], Forestadent Pforzheim Deutschland; Orthocryl[®], Dentaureum, Pforzheim Deutschland; Orthoresin[®], De Trey Konstanz Deutschland) hinsichtlich der Biegefestigkeit gibt. Dabei untersuchte er hergestellte Kunststoffproben aus Autopolymerisat, die zum einen durch „Anteigen“ und zum anderen aus der Methode des Streuens hervorging. Bei beiden Versuchsgruppen waren die Werte für den Biegefestigkeitsversuch nahezu identisch. Für die angeteigten Proben war dies 0,8-1,1 MPa und für die gestreuten Proben lagen die Werte bei

0,75-1,1 MPa. Lediglich bei dem Schlagzähigkeitsversuch ermittelten *Rosiwall et al* einen Wert, der zu Gunsten von den gestreuten Proben lag. Dies war für die angeteigten Proben 4kJ/mm^2 - 3kJ/mm^2 und für die gestreuten Proben 6 - $4,8\text{kJ/mm}^2$.

Die Abrissfestigkeit spielt insbesondere bei der Reparatur von Kunststoffen eine entscheidende Rolle, da bei der Reparatur in einem zeitversetzten Verfahren ein Material einen Verbund zu dem Basismaterial herstellen muss.

Dieser Thematik widmeten sich 1989 *Curtis et al.* [22]. Dabei untersuchten sie Auto-, Photo- und Heißpolymerisate die auf allen drei Gruppen untereinander angebracht wurden. Sie fanden heraus, dass der lichthärtende Kunststoff mit lichthärtenden Kunststoffen so reagiert, dass sie abrissefester sind, als Heißpolymerisat mit Autopolymerisat. Es wurden Ergebnisse von 27,4 MPa erzielt. Heißpolymerisat, das mit Autopolymerisat repariert wurde, hatte einen Haftwert von 21,6-31,4MPa. Das schlechteste Ergebnis wurde in der Reparatur von lichthärtenden Kunststoffen mit Heißpolymerisat erzielt. Hier lag das Ergebnis bei 5,8-23,5 MPa.

Die Ergebnisse der gesichteten Literatur sind in der Tabelle 1 zusammengefasst.

Autor	Untersuchtes Material*	Verfahren	Ergebnis*	Einheit
Andreopoulos [2]	AP LP HP	Reperatureigen-schaft-Verbund mehrerer unter-schiedlicher Kunst-stoffe zu einander-Druck und Auslen-kung	AP-HP 29,918MPa-1,452mm AP-LP 30,532MPa-1,52mm LP-LP 16,32MPa-0,588mm LP-HP 17,48MPa-0,794mm	MPa - mm
Breustedt [13]	HP Trocken /feucht gelagert	Trocken und feuch-te Lagerung von Proben	101-114,7 / 71,2-103,6	MPa
Breustedt [13]	HP Trocken/ feucht	Schlagzähigkeit	4,41-6,67 / 2,14-5,94	Kpcm/cm ²
Curtis [22]	AP /HP LP / HP LP / LP		21,6-31,4 5,8-23,5 27,4	MPa
Danesh [30]	LP		80,9-128,6	MPa
Europäische Norm(EN-Iso) [32]	HP AP Thermoplasti-sche LP Mikrowellen		Min.65 Min.60 Min.65 Min.65 Min.65	MPa
Ottl [101]	LP HP AP	Zyklen des Abriebs waren bei allen versuchen gleich	76-13 250 (±48) 261 (±40) - 350 (±54)	µm
Ottl [100]	LP HP AP		29,87 73 67,2	MPa
Rosiwall [116]	AP Ange-teigt/gestreut		1,1-0,8 / 1,1-0,75	MPa
Rosiwall [116]	AP Ange-teigt/gestreut		3-4 / 4-6,8	kJ/mm ²
Schulte [121]	Polymethyl-methacrylat	Variable Zyklen 85/300	0,123/0,182	Volumenver-lust/mm ³

Tabelle 1: Zusammenstellung der Literatur nach Biegefestigkeit, Abrissfestigkeit, Zugfestigkeit

*AP=Autopolymerisat; LP=Lichtpolymerisat; HP=Heißpolymerisat
 1N/mm² entspricht 1 MPa
 1Kp/cm² entspricht 0,09807 MPa

6.2 Oberflächenhärte

Die Oberflächenhärte hat eine große Bedeutung für das Anwenden von Kunststoffen in der Zahnmedizin. Der Schmelz eines Zahnes stellt die härteste Substanz des menschlichen Organismus dar [49]. Zusammen mit den unterschiedlichsten Muskeln des Kopf-Hals-Bereichs entsteht dadurch eine Einheit, die feste Speisen zu zerkleinern vermag und starken Drücken, die auf den Zahn einwirken, auszuhalten [81]. Sobald ein Stoff, wie er zur Anfertigung von Aufbisschienen und Splinten Verwendung findet, zwischen diese Kaueinheit gerät, muss diesen Kräften temporär standhalten[35].

Breustedt [13] untersuchte Kunststoffproben, die aus einem Heißpolymerisat (Kallocryl BS[®] und BP[®] Kallocryl, Degudent Deutschland) gefertigt und jeweils trocken und feucht gelagert wurden. Die Oberflächen der Proben wurden unterschiedlichen, auf die Oberfläche einwirkenden Kräften, ausgesetzt. Dabei erfolgten aus den Tests Werte, die in Tabelle 2 ersichtlich sind. Dies waren 425,1-560 MPa für die trockenen und 325-423 MPa für die feuchten Proben. Daraus schlussfolgerte er, dass trockene Proben höheren Kräften standhalten können als feucht gelagerte.

1986 machte *Matsumoto* [91] eine Aussage zu dieser Thematik, so dass das Anwendungsgebiet für Photopolymerisate (Prisma-Fil[®] und Prisma-Fine[®], L.D. Caulk Co. Milford Del.; Ultra Bond[®], Den-Mat Santa Maria Calif. USA; Profile, S.S. White[®] Philadelphia USA; Aurafill[®], Johnson&Johnson East Windsor N.J.GB), außer bei den dentalen Composite keine Anwendungsmöglichkeit mehr übrig ließ. Als Basis dieser Aussage stellte er seine Versuche auf. Die ergaben, dass in einer Polymerisationstiefe von lediglich 4,5 mm nur noch eine Härte von 80-85% der Oberflächenhärte festzustellen ist. Je tiefer die Polymerisation, desto weniger Härte wiesen die Materialien auf. Er nannte dies „Mohrenkopf-Effekt“. Getestet wurden allerdings nur die in der Füllungstherapie gebräuchlichen Composite.

Al-Mulla [84] zeigte im Jahre 1988, dass die Oberflächenhärte von lichthärtenden Kunststoffen (Triad[®], Dentsply International York P.A. USA) denen der Auto- (De Trey SOS[®], Dentsply International York P.A. USA) und Heißpolymerisaten (Trvalon[®] und Trevalon HI[®], Dentsply International York P.A. USA) unterlegen ist. Er testete alle drei Gruppen jeweils indem er die Oberfläche analysierte und sie anschließend einem Aufpralltest unterzog. Dabei kam er auf die Werte, die in Tabelle 2 zusammengefasst sind: für lichthärtende Kunststoffe 0,46 kJ/m². Damit lagen die Werte unter den des Autopolymerisates 0,86 kJ/m² und dem Heißpolymerisat sowie 1,33 kJ/m².

15 Jahre später verglichen *Danesh et al.* [30], lichthärtende Kunststoffe mit Autopolymerisaten, die in der Kieferorthopädie Verwendung finden, bezüglich ihrer Oberflächenhärte. Dabei testeten sie die Vickers-Härte für die lichthärtenden Kunststoffe zwischen 10,4 MPa für die schlechteste Probe (Acrylight[®], Schütz-Dental GmbH Pforzheim Deutschland) und 39,3 MPa für die beste Probe (Triad[®] TranSheet Pink[®], Dentsply DeTrey Konstanz Deutschland). Der Wert für das Autopolymerisat (Palapress[®], Heraeus Kulzer GmbH Hanau Deutschland) lag bei 27,5 MPa. Damit lag der Wert für die beste Photopolymerisat Probe weit über den des gebräuchlichsten Autopolymerisates. Allerdings lag der Wert für die schlechteste Probe auch in der Gruppe des Photopolymerisates. Somit machten sie klar, dass die Photopolymerisate in immer mehr Gebieten Anwendung finden könnte und ihre Entwicklung weiterhin viel versprechend ist.

Die Ergebnisse der gesichteten Literatur sind in der Tabelle 2 zusammengefasst.

Autor	Untersuchtes Material*	Verfahren	Ergebnis*	Einheit
Breustedt [13]	HP Trocken/ feucht		425,1 - 560,2 325,3 - 423	MPa
Danesh [30]	LP AP	Vickershärte bestimmung	10,4 - 39,3 27,5	MPa
Eli [42]	LP: 1. Zeitintervall 2. Zeitintervall	Härte in 24mm tiefe in unter- schiedliche Zeit- intervallen aus- gehärtet	8,2(±1,6) - 11,8(±1,8) 3,7(±1,7) - 12,1(±1,7)	Kg/mm ²
Al-Mulla [84]	LP AP HP		245x10 ⁻⁴ 293x10 ⁻⁴ 282mx10 ⁻⁴	Mm x 10 ⁻⁴
Al-Mulla [84]	LP AP HP	Aufpralltest	0,46 0,86 1,33	Kj/m ²
Matsumoto [91]	LP	Knoop Test	Je tiefer die Polymeri- sation desto wenig härte wiesen die Pro- ben auf bis zu 80-85 der Oberflächenhärte	%

Tabelle 2: Zusammenstellung der Literatur nach Oberflächenhärte

*AP = Autopolymerisat; LP=Lichtpolymerisat; HP=Heißpolymerisat

1N/mm² entspricht 1 MPa

1Kp/cm² entspricht 0,09807 MPa

6.3 Wasseraufnahme

Acrylate nehmen in geringem Umfang, unter Quellung, Wasser auf [50, 88]. Umgekehrt erfolgt eine Kontraktion bei Austrocknung der Acrylate [88]. Die Wasseraufnahme ist eine nachteilige Eigenschaft, da sie zu einer Gefügauflockerung innerhalb des Materials führt [138]. Die in der Zahnmedizin eingesetzten Polymethylmethacrylate unterliegen im feuchten, oralen Milieu Veränderungsprozessen, die sich eventuell negativ auf das Material auswirken können [114]. Diese Umgebung kann unter Umständen dazu führen, dass sich bestimmte Bestandteile aus dem Kunststoff herauslösen können [114].

Bath et al. [4] ermittelten 1985 Werte in einem Wasseraufnahmeversuch, welcher neben der Wasseraufnahme in mg auch den Vol. % Anteil der Wasseraufnahme zeigen sollte. Bei unterschiedlichsten Photopolymerisaten lagen die Ergebnisse, die in Tabelle 3 ersichtlich sind, des Testbesten bei 1,360mg beziehungsweise 0,912 Vol.-% (classecond[®], City Dental Frankfurt) und bei dem Testschlechtesten bei 2,986 mg beziehungsweise 1,934 Vol.-% (Colténe Brilliant[®], Colténe SA Altstätten, Schweiz). *Bath et al.* machten für die Gewichtszunahme der Proben aber hauptsächlich nicht die Quellung, sondern den Wassereinschluss in Luftbläschen verantwortlich. So genannte Bläschen entstehen bei der Polymerisation. Dieser Effekt führt aber, im Gegensatz zur Quellung, nicht zur Gefügauflockerung.

Al-Mulla [84] verglich in einem Test, den er im Jahre 1988 durchführte, lichthärtende Kunststoffe, Autopolymerisate und Heißpolymerisate. Die Vergleiche der Materialien sind in Tabelle 3 dargestellt. Das Photopolymerisat nahm dabei mit 2,72 Vol.-% (Triad[®], Dentsply international, York, PA, USA) am meisten Wasser auf. Die getesteten Autopolymerisate und das Heißpolymerisat nahmen 2,12 Vol.-% (De Tray[®] SOS, Dentsply international, York, PA, USA) beziehungsweise 2,14 Vol.-% (Trealon[®], Dentsply international, York, PA, USA) Wasser auf. Damit besteht nach *Al-Mulla* ein signifikanter Unterschied der getesteten Polymerisate, was sich negativ auf die Materialeigenschaft des Photopolymerisates niederschlagen lässt.

Ottl [100] beschäftigte sich in einer Arbeit aus dem Jahr 1995 mit dem gleichen Thema und konnte das Ergebnis von *Al-Mulla* bestätigen. Zwar maß er in $\mu\text{g}/\text{mm}^3$ und nicht in Gew.-%, jedoch fielen seine Ergebnisse ebenfalls sehr deutlich aus. So ermittelte er für das Photopolymerisat einen Wert von $38,6 \mu\text{g}/\text{mm}^3$. Für das Autopolymerisat ermittelte er $18,8 \mu\text{g}/\text{mm}^3$ und für das Heißpolymerisat $23,5 \mu\text{g}/\text{mm}^3$, bezüglich der Wasseraufnahme. Damit war auch in seinen Ergebnissen das Autopolymerisat Testbester und das Photopolymerisat erzielte das schlechteste Ergebnis.

Pfeiffer [105] ermittelte im Jahr 2004 einen Wert bezüglich der Wasseraufnahme bei einem Heißpolymerisat (Sinomer[®], Alldent Rugell Liechtenstein; Promysan[®] Pedrazzini Dental Putzbrunn Deutschland; Microbase[®], Dentsply De Trey Konstanz Deutschland; Paladon[®] Heraeus Kulzer GmbH Hanau Deutschland), welcher mit dem von *Ottl* zu vergleichen ist. *Pfeiffers* Ergebnisse, die in Tabelle 3 zusammengefaßt sind, lagen zwischen $23,04 \mu\text{g}/\text{mm}^3$ und $26,38 \mu\text{g}/\text{mm}^3$.

Die Ergebnisse der gesichteten Literatur sind in der Tabelle 3 zusammengefaßt.

Autor	Untersuchtes Material*	Verfahren	Ergebnis*	Einheit
Wasseraufnahme Europäische Norm (DIN-Iso) [32]	HP AP MHK LP TPK	Wasseraufnahme	Max. 32 Max 32 Max. 32 Max. 32 Max. 32	$\mu\text{g}/\text{mm}^3$
Al-Mulla [84]	LP AP HP	Mengenbestimmung Wasseraufnahme	2,72 2,12 2,14	Vol.-%
Ottl [100]	LP HP AP	Mengenbestimmung Wasseraufnahme	38,6 23,5 18,8	$\mu\text{g}/\text{mm}^3$
Pfeiffer [105]	HP	Mengenbestimmung Wasseraufnahme	23,04-26,38	$\mu\text{g}/\text{mm}^3$
Löslichkeit Europäische Norm (DIN-Iso) [32]	HP AP MHK LP TPK	Löslichkeit in Wasser	Max. 1,6 Max. 8,0 Max. 1,6 Max. 1,6 Max. 1,6	$\mu\text{g}/\text{mm}^3$
Pfeiffer [105]	HP	Löslichkeit in Wasser	0,84-0,40	%
Bath [4]	LP	Wasseraufnahme mit Waage bestimmt	1,360-2,986 mg 0,912-1,934%	mg und %

Tabelle 3: Zusammenstellung der Literatur nach Wasseraufnahme

*AP=Autopolymerisat; LP=Lichtpolymerisat; HP=Heißpolymerisat; TPK=Thermoplastisch härtender Kunststoff ; WHK=Wikrowellen härtender Kunststoff

6.4 Schrumpfung

Die Polymerisationsschrumpfung ist eine der ungünstigsten Eigenschaften der Kunststoffe [41]. Die Methylmethacrylat-Moleküle sind durch van der Waals-Abstände von ca. 4 Å getrennt. Bei der Polymerisation verkürzt sich der Abstand und die Moleküle rücken näher aneinander [41]. So entsteht die Schrumpfung. Das Ausmaß der Schrumpfung hängt von der Zahl der neu gebildeten Bindungen pro Volumeneinheit ab [134]. Die Schrumpfung ist nach übereinstimmender Meinung aller Autoren die wichtigste Ursache für die Entstehung von Passungenauigkeiten und Formveränderungen [4].

Antonopoulos [3] verglich 1978 in einem Versuch, der Dimensionsveränderungen an konstruierten Ober- und Unterkiefer Prothesen zeigte, Autopolymerisate und Heißpolymerisate miteinander. Er stellte fest, dass es nicht nur zwischen den Materialien Unterschiede gibt, sondern auch zwischen den Unter- und Oberkieferprothesen des gleichen Materials. Er konstruierte 22 Maxilläre und Mandibuläre Vollprothesen, die er in drei unterschiedliche Gruppen unterteilte. In Gruppe wendete er eine Flüssigkeits-Füllungstechnik an, bei der in vorgefertigte Formen diese Gemische ausgehärtet wurden. In einer zweiten Gruppe wendete er das herkömmliche Press-Verfahren an, bei dem das Polymer/Monomer Gemisch in eine Form gepresst wird. In einer dritten Gruppe wurden die Formen die für die Patienten aus Gruppe zwei vorgesehen waren, angewendet, jedoch mit der Flüssigkeits-Methode aus der ersten Gruppe. Somit kam er zu dem Ergebnis, dass Dimensionsveränderungen bei Autopolymerisaten zwischen 0,66-0,572 Vol.-% bei Ober- und Unterkiefer lagen und die des Heißpolymerisates zwischen 0,44-0,31 Vol.-%. Daher traf *Antonopoulos* die Aussage, dass eine geringere Dimensionsveränderung bei dem Gebrauch von Heißpolymerisaten lag.

Bath et al. [4] untersuchten 1985 lichthärtende Kunststoffe auf Polymerisationsschrumpfung. Sie stellten Proben her, die in einem 10 mm breiten und 2 mm hohen Zylinder angefertigt wurden. Damit wurde gewährleistet, dass an jede

Stelle der Proben Licht für die Polymerisation gelang. Nach anmischen wurden die Proben in einen Wärmeschrank bei 37° Celsius für 7 Min eingebracht. Danach wurde auf den Probenoberflächen jeweils eine Sonde angebracht, die die Volumenänderung registrierte. Das Registrieren wurde an einen Drucker weitergegeben und ausgedruckt. Nach Ablauf der Versuchszeit wurde die Dicke einer jeden Probe mit einer Mikrometerschraube auf $5\ \mu\text{m}$ Genauigkeit bestimmt. Sie stellten fest, dass eine Dimensionsvariabilität von -0,242 bis -0,387 Vol.-% vorlag.

1986 untersuchten *Ogle et al.* [98] ein neu entwickelten, bei Licht polymerisierenden, Kunststoff (Triad[®], Dentsply international, PA USA). In dieser Studie wurden unter anderem die Schrumpfung und damit die Dimensionsstabilität beurteilt. Er verglich das Photopolymerisat mit einem Heißpolymerisat und einem Autopolymerisat. Dabei wurden mit dem lichthärtenden Material partielle und totale Prothesen unterfüttert. Dabei wurde der Funktionsrand mit einer herkömmlichen Kreuzverzahnten Fräse eingekürzt und mit dem Material aufgefüllt. Das lichthärtende Material wurde intraoral nach repositionierung der Prothese mit einer Polymerisationslampe gehärtet. Die Werte für das Heiß- und Photopolymerisat waren gleich und lagen bei 0,22 Vol.-%. Lediglich das Autopolymerisat schnitt schlechter ab mit dem Wert 0,23 Vol.-%. Diese Werte sind auch in Tabelle 4 miteinander verglichen. *Ogle et al* beurteilten diese Entwicklung als viel versprechend und über aus vorteilhaft gegenüber den anderen Polymerisaten.

Breeding et al. [12] verglichen in ihren 1991 unternommenen Versuchen, die damals gebräuchlichen lichthärtenden Kunststoff (Triad[®], Dentsply international PA USA) und die in der Prothetik zur Herstellung von Prothesen verwendeten Heißpolymerisate (Lucitone 199[®] Dentsply Intl. York PA. ;Accelar 20[®], Modern Materials, Columbus Dental, St. Louis). Es wurden Modelle in genormten Metallformen hergestellt. Diese Modelle stellten Oberkieferprothesen dar und wurden an vier Punkten vor und nach der Polymerisation gemessen. Es wurden eine gesamte Strecke AC sowie Teilstrecken AB und BC gemessen. Bei den Heißpolymerisaten lag dabei die Dimensionsveränderung bei einer Abweichung

von 0,20 mm-0,18 mm, also 0,34 lin.-%-0,32 lin.-%. Eine signifikante Schrumpfung zeigte die Probe mit lichthärtenden Kunststoffen. Hierbei lag die Veränderung bei 0,42 mm, also 0,74 lin.-%.

Alsawaf [1] konstruierte 1991 einen Versuch mit Ratten. Hierbei wurden künstliche Spina aus lichthärtendem Kunststoff und Autopolymerisat hergestellt und eingepflanzt. 42 % (N=5) der Photopolymerisatproben wiesen eine Platzierungsänderung zwischen 0 und 50 µm. Im Vergleich dazu wiesen die Autopolymerisatproben die Mehrzahl von Veränderungen, nämlich 42 %, in der Gruppe zwischen 51 und 100 µm, auf. Des Weiteren beurteilte *Alsawaf* die intraoperative Anwendung von lichthärtenden Kunststoffen sehr positiv.

Nelson [95] untersuchte 1991 eine neuartige Methode, um Heißpolymerisate (Lucitone 199[®], Dentsply Intl. York PA, USA) schneller und effektiver zu härten, in dem er sie in einen Mikrowellenofen auspolymerisierte. Bei der Standardmethode stellte er Abweichungen von 0,628 mm fest. Die Mikrowellenhärtung brachte Dimensionsfehler von lediglich 0,146 mm hervor.

Dixon [34] untersuchte im Jahr 1992 lichthärtende Kunststoffe (Triad[®], Dentsply international PA USA) im Vergleich zu Heißpolymerisaten (Accelar 20[®] Modern Materials, Columbus Dental, St. Louis; Lucitone 199[®] Dentsply Intl. York PA.). Dabei wurden die Proben in Metallformen hergestellt und nach unterschiedlichen Zeitintervallen vermessen. Gemessen wurde an drei Strecken die eingeteilt wurden in AC, die gesamte Strecke und AB sowie BC einer jeweiligen Teilstrecke. Es wurden dabei die nicht polymerisierten Modelle im Vergleich zu den Polymerisierten gemessen und wiederum in einem 30, 60 und 90 Tagen langen Versuchsintervall überwacht. Dabei stellte er auch nach 90 Tagen noch eine Veränderung fest. Das Heißpolymerisat (Accelar 20[®], Modern Materials, Columbus Dental, St. Louis) wies dabei die geringste Dimensionsveränderung mit 0,525 lin.-% auf und das Autopolymerisat (Lucitone 199[®] Dentsply Intl. York PA.) mit 0,606 lin.-% die größte Veränderung. Das Photopolymerisat (Triad[®], Dentsply international PA USA) lag im Mittelfeld mit 0,587 lin.-%. Nach 90 Tagen wies allerdings das Heißpolymerisat mit insgesamt 0,695 % die höchste Veränderung auf, das Photopolymerisat mit 0,327 lin.-% die geringste Verän-

derung. Dixon beurteilte die Werte aus seinem Versuch als nicht signifikant differenz.

Dyer [37] ging in seinem Versuch aus dem Jahr 1993 einer anderen Form der Polymerisation nach, der sogenannten Mikrowellenpolymerisation. Diese Art der Polymerisation soll gegenüber der herkömmlichen Wasserbadpolymerisation einen Zeitvorteil bringen. Hierbei wurde der Kunststoff (Acron MC[®], GC international Corp. Tokoyo Japan) im Mikrowellenofen bis zur vollständigen Härte auspolymerisiert. Hierbei wurden Modelle aus Metall hergestellt und dupliziert. In diese Negativ Modelle wurde der Kunststoff jeweils eingefüllt. Der Kunststoff für die Mikrowellenhärtung wurde in einen speziellen dafür vorgesehenen Ofen (Saisho[®], Model MW 600-A Dixon's Stores PLC, Uxbridge, UK) ausgehärtet. Der herkömmliche Kunststoff wurde in einem auf 100 °C heißem Wasserbad polymerisiert. Dies dauerte 22 Min. im Verhältnis zu 3 Min. welcher der Mikrowellenofen für die Aushärtung des Kunststoffes benötigt. Gemessen wurde an 7 unterschiedlichen Stellen der Prothese die mit A-G gekennzeichnet wurden. *Dyer* konnte aber zwischen diesem und einem herkömmlichen Heißpolymerisat (Meliodont[®], Bayer UKLtd. Newbury, Berks, UK) keine Unterschiede erkennen. Beide wiesen Polymerisationsschrumpfungen im geringen Maße auf. Die Werte lagen bei beiden zwischen -0,3 und +0,8 mm. Lediglich der Zeitvorteil wurde von *Dyer* somit als positiv beurteilt.

Bohnenkamp [17] untersuchte 1996 ebenfalls unterschiedliche Verarbeitungsmethoden für Heißpolymerisate und Autopolymerisate. Es wurden Metallmodelle hergestellt, die als Negativform für die Kunststoffe dienten. *Bohnenkamp* stellte fünf unterschiedliche Methoden gegeneinander auf. In der ersten Methode war die Einsegmentstreuungstechnik, bei der das Pulver mit flüssigem Monomer getränkt wird. Bei der zweiten Methode der Drei-Segment-Streuungstechnik steigt die Anzahl der Pulver-/Flüssigkeits-Intervalle auf drei an. In der dritten Methode wurde vor anbringen das Autopolymerisat herkömmlich vom Hersteller vorgeschrieben angemischt und in die Form gegeben. In der vierten Methode wurde das Autopolymerisat unter Vakuum angemischt. Bei der fünften Methode wurde ein Heißpolymerisat verwendet welches nach Herstel-

lerangaben verarbeitet wurde. Dabei wurden die Dimensionsstabilsten Ergebnisse bei der Verwendung von Heißpolymerisaten erzielt. Diese lagen zwischen 0,001 und 0,007 mm im feuchten Zustand und zwischen 0,037 und 0,107 mm im trockenen Zustand. Bei der günstigsten Verarbeitungsmethode für Autopolymerisate, der „Einsegment-Streuungstechnik“ lagen die Werte unter denen des Heißpolymerisates. Diese waren 0,018-0,038 mm in feuchten Zustand und 0,002-0,029 mm im trockenen Zustand.

Im gleichen Jahr veröffentlichte *Cucci* [21] seine Untersuchungen zu zwei Autopolymerisaten (Duraliner II[®], Reliance Dental Mfg. Co., Worth III GB; Kooliner[®], Coe Laboratories, Inc, Chicago, Ill USA) und einem Heißpolymerisat (Lucitone 199[®] Dentsply Intl. York PA, USA) und bestätigte mit seinen Ergebnissen, die in Tabelle 4 zu sehen sind, die von *Bohnenkamp*. Auch er stellte aus Metall bestehende Formen her, die aber im Vergleich zu denen von *Bohnenkamp* keiner Prothese entsprachen. Die Kunststoffe wurden nach Herstellerangaben verarbeitet und in die Form gegeben. Anschließend wurden sie polymerisiert. Gemessen wurden die Strecken AB und CD sowie ABCD, da es sich bei der Form um einen Kreis handelt. Der Wert für das Heißpolymerisat lag bei 0,008 Vol.-% was einer Schrumpfung von -3,74 µm entsprach (Lucitone 199[®] Dentsply Intl. York PA, USA). Die Werte für die zwei Autopolymerisate lagen signifikant höher mit 20,07 µm also 0,043 Vol.-% (Kooliner[®], Coe Laboratories, Inc, Chicago, Ill) für das beste Autopolymerisat und -401,16 µm, also 0,877 Vol.-% (Duraliner II, Reliance Dental Mfg. Co., Worth III) für das schlechteste im Versuch.

Cook [28] stellte 1999 nochmals klar, dass der zu erreichende Wert für Schrumpfung bei Photopolymerisaten bei 1,63 (Glacier[®], SDI Limited. 5-9 Brunsdon Street, Bayswater, Victoria GB) und 2,47 Vol.-% (Prodigy[®], Kerr Kerr Corporation 1717 West Collins Orange, CA USA) liegt. Dies erreichte er, indem er mehrere Proben von den gebräuchlichsten Compositen nahm und sie nach der Gaspycnometrie untersuchte.

Machado [85] untersuchte 2002 ein Heißpolymerisat (Lucitone 550[®], Dentsply Intl. York PA, USA) und zwei Autopolymerisate (Duraliner II[®], Reliance Dental Mfg. Co., Worth III GB). Das eine der beiden Autopolymerisate wurde her-

kömmlich verarbeitet und in einem warmen Wasserbad bei 55 °C polymerisiert. Das andere wurde ebenfalls, wie auch das Heißpolymerisat, bei 71 °C heißpolymerisiert. Er stellte fest, dass das heißpolymerisierte Autopolymerisat mit 0,55-0,75 Vol% Polymerisationsschrumpfung zwar anfänglich dimensionsstabiler ist als das warm polymerisierte Autopolymerisat, 0,25-1,2 Vol% und damit auf Dauer besser abschneidet. Dennoch hat das Heißpolymerisat über den Beobachtungszeitraum von 60 Tagen mit 0,4-0,25 Vol% am besten abgeschnitten.

Danesh et al. [30] verglichen 2003 in ihren Versuchsreihen lichthärtende Kunststoffe mit einem gebräuchlichen Autopolymerisat. Sie bestimmten Vol% mit Hilfe des Auftriebsverfahrens. Sie kamen zu dem Ergebnis, dass bei den verwendeten Photopolymerisaten eine starke Schwankung zwischen den Produkten liegt. So lag das Ergebnis für das beste Produkt bei 3,7 Vol% (Primo Splint[®], primotec Bad Hombruch) und für das schlechteste bei 6,4 Vol% (Acrylight[®], Schütz – Dental GmbH, Rossbach). Der Wert für das Autopolymerisat lag bei 6,1 Vol% (Palapress[®], Heraeus Kulzer GmbH, Hanau). Demnach ist das beste Photopolymerisat dem verwendeten Autopolymerisat weit überlegen, aber im Vergleich zu dem schlechtesten Ergebnis leicht unterlegen. Sie betonten damit die gewährleistete Überlegenheit von lichthärtenden Kunststoffen im Vergleich zu anderen Polymerisaten und zu lichthärtenden Kunststoffen, die in anderen, früheren Versuchen dargestellt wurden.

Die Ergebnisse der gesichteten Literatur sind in der Tabelle 4 zusammengefasst.

Autor	Untersuchtes Material*	Verfahren	Ergebnis*	Einheit
Alsawaf [1]	LP AP	In Vivo / Intraoperativ	0-50 µm 42% 51 - 100µm 42%	µm / % µm / %
Antonopoulos [3]	AP HP	Gaertner Mikroskop Molar zu Molar	0,66-0,572 0,44 - 0,31	Lin.-%
Breeding [12]	HP LP	In Metallformen hergestellte Modelle	0,20 - 0,18mm 0,34 - 0,32% 0,42mm 0,74%	mm/ %
Bohnenkamp [17]	HP AP	Feucht/Trocken In Metallformen	0,001 - 0,007/ - 0,037 - 0,107 0,018 - 0,038/ 0,002,0,029	mm
Consani [20]	AP Herkömmliche und neue Verarbeitung	Metallform Messung nach Poly. und Lagerung	0,2130-0,216 0,173-0,164	mm
Cook [28]	Dental Composite	Gaspycnometrie	1,63-2,47	Vol.%
Cucci [21]	Heißpolymerisat AP AP	In Metallform hergestellte Modelle	-3,74 = 0,008 -20,07 = 0,043 -401,16 = 0,877	µm = %
Danesh [30]	LP AP	Auftriebsverfahren	3,7-6,4 Vol% 6,1 Vol%	Vol.%
Dixon [34]	LP ----- AP lange gehärtet ----- AP kurz gehärtet	Metallform Nach unterschiedliche Intervallen gemessen sofort 30/60/90Tage	-0,245 - 0,587 -0,133 - 0,316 -0,097 - 0,231 -0,138 - 0,327 ----- 0,241 - 0,584 -0,175 - 0,425 -0,212 - 0,511 -0,205 - 0,496 ----- 0,239 - 0,606 -0,290 - 0,749 -0,253 - 0,636 -0,140 - 0,334	mm/ %
Dyer [38]	HP Mikrowellen gehärteter Kunst	Modelle in Metallform hergestellt	-0,3 - +0,8 -0,3 - +0,7	Mm
Hugget [61]	AP Langsam und schnellhärtend	Unterschiedliche Zeitintervall der Messung 0Hr-4Monate- zwischen zwei Positionen	-0,119 - -0,194 -0,044 - -0,070 ----- -0,602 - -0,585 -0,293 - -0,441	Lin.-%
Jagger [63]	HP	Unterschiedlicher Zeitintervall- 24 Std.-3Monate	0,37 - 0,52 0,07 - 0,18	Lin.-%

Autor	Untersuchtes Material*	Verfahren	Ergebnis*	Einheit
Latta [76]	AP	In Formen 40 Prothesen hergest. Und in der Front und Okklusal bestimmt	0,584 - 0,864 0,406	Mm**
Machado [85]	HP AP polymeri. AP warm polymeri	In unterschiedlichen Zeitintervallen bestimmt 0 Std.- 60Tage	0,4 - 0,25 0,55 - 0,75 0,25 - 1,2	Lin.-%
All-Mulla [84]	LP AP HP	Lichthärtende Schablonen/Formen	0,46 0,22 0,16	Lin.-%
Nelson [95]	HP Mikrowellenhärtung Standartmethode	In Silikonform angefertigt	0,146 0,628	Mm
Ogle [98]	LP HP AP	Nach Lagerung 10 Tage in destillierten Wasser	0,22 0,22 0,23	Lin.-%
Pow [108]	HP	An Prothesen und mehreren Punkten gemessen	-0,1 - 0,3	Lin.-%
Puckett [109]	6 LP./Composite	Getestet in Kunststoff Waben als Formgeber	Test letzter 3,22 2,19 - 2,5 Test bester 1,35	Lin.-%
Salim [118]	HP Mikrowellenhärtung	In Formen angefertigte Proben	0,411 0,400	mm
Steele [131]	HP AP	Splinte auf Modellen angefertigt	1,04 ± 0,525 0,99 ± 0,401	mm
Bath [4]	LP	Proben in einem 10mm breiten und 2 mm hohen Zylinder angefertigt	-0,242 - -0,387	Lin.-%

Tabelle 4: Zusammenstellung der Literatur nach Schrumpfung

*AP=Autopolymerisat; LP=Lichtpolymerisat; HP=Heißpolymerisat

** inch in mm umgerechnet: 1 inch = 25,4 mm 0,001 inch =0,0254mm dieser Wert multipliziert mit der oben genannten inchangabe

6.5 Restmonomergehalt

Die Menge der im Kunststoff nicht chemisch gebundenen Restmonomere ist im Wesentlichen von dem bei der Verarbeitung erreichten Polymerisationsgrad abhängig [128, 130].

Sobald die Polymerisation gestartet ist, erhöht sich die exotherme Reaktionstemperatur des Gemisches und steigert damit auch die Reaktionsgeschwindigkeit. Da die Außentemperatur die Reaktionstemperatur schnell auf Umgebungstemperatur runterkühlt, sobald Monomerkonzentration zurückgeht, liegen bei den Autopolymerisaten in der Regel mehr Restmonomere vor [88]. Diese monomeren Methacrylate besitzen Lösungseigenschaften. Sie wirken in den Polymerisaten wie Weichmacher. Die mechanische Festigkeit nimmt ab [89]. Unvollständig polymerisierte Reaktionsprodukte und Restmonomere können durch den Speichel und gegebenenfalls durch hochprozentigen Alkohol und Säuren [89] in der Mundhöhle herausgelöst werden [114].

Marxkors und Meiners [89] geben den Anteil des Restmonomers in Autopolymerisaten mit 3-5 Gew.-% an. Nach den Autoren ist das schnelle Abkühlen während der Polymerisation für das Übrigbleiben von Restmonomer verantwortlich. Sie bemerken aber, dass ein Lagern des Kunststoffes in einem 30° C warmen Wasserbad die Reaktion auch nach der eigentlichen Polymerisation weiter fortschreiten und damit den Restmonomergehalt weiter senken kann.

Blümmler [10] machte 1965 Versuche zu den Restmonomerbestimmungen von Autopolymerisaten. Dabei verwendete Blümmler zwei unterschiedliche Versuche die aus den Probekörpern Restmonomer herauslösen bzw. den Probekörper auflösen soll. Er wählte die Untersuchungsmethode mit Auslaugen der Kunststoffproben in Wasser, weil das seiner Meinung nach den Verhältnissen im Munde von Prothesen tragenden Patienten entspreche. Hierbei kam er zu dem Ergebnis, dass sich in dem Wasser nach Auslaugen 0,02-0,5 Gew.-% Restmonomer befindet. In einer zweiten Versuchsanordnung zerkleinerte er die Proben zunächst, um sie dann in Eisessig aufzulösen. Hierbei gelangte er an den Wert von 6 % Restmonomergehalt.

Im Jahre 1983 beschrieb *Fletcher* [46] bei Autopolymerisaten je nach Schichttiefe unterschiedliche Konzentrationen von Restmonomer. Dies wies er anhand der Gasflüssigkeitschromatographie nach. In 4 mm Tiefe waren dies 0,97-2,25 % und in 2 mm Tiefe 1,34-2,98 %. Der durchschnittliche prozentuale Wert für die Restmonomerkonzentration lag bei 1,09-2,94 %.

Rosiwall [116] untersuchte 1984 zwei unterschiedliche Verarbeitungsmethoden für Autopolymerisate auf unterschiedliche Restmonomergehalte. Das Anteigverfahren, bei dem Pulver und Flüssigkeit zu einem zähen Teig, vor Anbringen auf einem Modell, angemischt wird und zum anderen das Streuverfahren, bei dem Pulver auf das Modell portionsweise angebracht wird, welches mit Flüssigkeit getränkt und somit vermischt wird. *Rosiwall* fand heraus, dass aus der Methode des Anteigens mit 4,19-4,70 Gew.-% wesentlich mehr Restmonomer entsteht als bei der anderen Methode. Die Streutechnik wies einen Restmonomergehalt von 3,39 - 3,79 Gew.-% auf. Er machte vor allem den Effekt dafür verantwortlich, dass das portionsweise Aufbringen des Pulver-Flüssigkeitsgemisches eine homogenere Reaktion stattfinden lässt.

Staffort et al. [130] untersuchten im Jahr 1985 acht Autopolymerisate die ihr Anwendungsgebiet in der Kieferorthopädie haben. Bei ihren Untersuchungen standen die Restmonomerkonzentrationsabgabe der acht Autopolymerisate im Vordergrund. Gemessen wurde über den Zeitraum von 28 Tagen in einem Intervall von 7 Tagen. Das beste Untersuchungsergebnis bezüglich der Restmonomermenge erzielte Coe Orthoresin[®] (Coe Laboratories Inc. Chicago USA) mit Werten von 1,49 % nach der Polymerisation und 0,62 % nach 14 Tagen. Das schlechteste Ergebnis erzielten Orthocryl[®] (Dentaurum, Pforzheim Deutschland) mit 3,5 % beziehungsweise Forestacryl[®] (Forestadent Pforzheim Deutschland) mit 4,51 %, 2,1 % und 3,0 % nach 14 Tagen.

In einem von *Szabo et al.* [133] im Jahr 1987 durchgeführten Versuch ging es auch um Restmonomerkonzentrationen von allen auf dem Markt befindlichen Stoffgruppen. *Szabo et al.* untersuchten zwei Heißpolymerisate (Vertex RS[®], Dentimex B.V.3705 H.J. Zeist Holland; Lucitone199[®], Dentsply international York Division PA, USA), zwei Autopolymerisate (Vertex SC[®], Dentimex B.V.

3705 H.J. Holland; De Tres SOS, A.D. International Ltd. De Trey Division, Weybridge U.K.) sowie einem Photopolymerisat (Permalink[®], G.C. International Corp. Tokyo Japan). *Szabo et al.* untersuchten die Proben mit der Gasflüssigkeitschromatographie und kamen zu dem Ergebnis, dass in den Photopolymerisat, wie zu erwarten war, kein Restmonomer gefunden wurde. In den anderen Proben konnten jedoch Mengen von Restmonomer nachgewiesen werden. Das waren für die Heißpolymerisate (Vertex RS[®], Dentimex B.V.3705 H.J. Zeist Holland; Lucitone199, Dentsply international York Division PA, USA) 0,29-1,45 % und für die Autopolymerisate (Vertex SC[®], Dentimex B.V. 3705 H.J. Holland; De Tres SOS, A.D. International Ltd. De Trey Division, Weybridge U.K.) 2,00-2,63 %. Damit belegten *Szabó et al.*, dass Heißpolymerisate wesentlich weniger Restmonomer beinhalten als Autopolymerisat. Der Mengennachweis, des in dem Photopolymerisat befindlichen Urethandimethacrylat, steht nach Meinung der Autoren, noch aus. Des Weiteren war für sie noch zu klären, in wie weit Methylmethacrylat und das im Photopolymerisat befindliche Urethandimethacrylat miteinander verglichen werden konnte.

Die Bestimmung des Restmonomergehaltes, bei unterschiedlichen Polymerisationstemperaturen und Stoffgruppen war auch Untersuchungsgegenstand von *Vallittu* [135] aus dem Jahre 1995. Er hat die Konzentration von Restmonomer in Gew.-% bei 22 und 37 °C im Zeitintervall von einem Tag und vier Wochen gemessen. *Vallittu* kam zu dem Ergebnis, dass das Heißpolymerisat (Pro base Hot, Ivoclar) wesentlich weniger Restmonomer über den kompletten Versuchszeitraum abgab, als das getestete Autopolymerisat (Pro base Cold[®], Ivoclar). 2,13 Gew.-%-1,62 Gew.-% nach vier Wochen für das Heißpolymerisat und 5,3 Gew.-% - 2,25 Gew.-% für das Autopolymerisat.

Henston-Petterson [59] nahm den gleichen Versuchsaufbau wie *Vallittu* [135] zur Grundlage seiner Untersuchung, zu Restmonomergehalten von Heiß- und Autopolymerisaten. Demnach bekam er die gleichen Ergebnisse und folgte der Meinung von *Vallittu*, dass Heißpolymerisate über einen gewissen Zeitraum viel weniger Restmonomer an die Umgebung abgeben als die der Autopolymerisate tun.

Rose *et al.* [114] untersuchte 2000, mit Bezug auf die in der Kieferorthopädie gebräuchlichsten Kunststoffe, drei Autopolymerisate und drei lichthärtende Kunststoffe, sowie ein Heißpolymerisat als Referenzwerkstoff. Von den Autopolymerisaten stammt eines (Palapress[®], Heraeus Kulzer GmbH Hanau) aus der Prothetik. Das Heißpolymerisat (Paladon[®], Heraeus Kulzer GmbH Hanau) stammt ebenfalls aus der Prothetik, wo es vornehmlich bei der Herstellung von Zahnprothesen eingesetzt wird. Rose untersuchte die Proben auf eluiertes Restmonomer nach 60 Tagen. Bei den Photopolymerisaten wurde der Gehalt an Urethandimethacrylat (UDMA) untersucht. Rose stellte fest, dass die in der Kieferorthopädie verwendeten Autopolymerisate (Orthocryl[®], Dentaureum, Pforzheim, Deutschland; Forestacryl[®], Forestadent Pforzheim Deutschland) einen drastisch höheren Anteil an Restmonomer abgaben als alle anderen Kunststoffe. Die Werte lagen bei 930,9–1034 µg/cm³. Im Vergleich dazu wies das in der Prothetik verwendete Autopolymerisat (Palapress[®], Heraeus Kulzer GmbH Hanau) einen Wert von 99,2 µg/cm³ auf. Nochmals weit unter diesem Wert lag der Wert 45,5 µg/cm³, der für das Heißpolymerisat (Paladon[®], Heraeus Kulzer GmbH Hanau) erreicht wurde. Das eluierte UDMA für die lichthärtenden Kunststoffe (Odontolux[®] Dreve-Dentamid GmbH Unna Deutschland; Will-O-Dont[®], Wilde-Dental GmbH Walluf/Rgh. Deutschland) lag bei 97,7–155 µg/cm³. Die Ergebnisse sind in Tabelle 5 nochmals miteinander verglichen worden. Er stimmte damit dem Ergebnis von *Staffort* [130] aus dem Jahre 1985 zu, der die zwei getesteten Autopolymerisate ebenfalls mit hohen Restmonomerenwerten untersuchte. Rose schlussfolgerte, dass in einem separaten Versuch zwar herausgefunden wurde, dass UDMA zytotoxischer ist als MMA, aber die Tatsache, dass die Menge, die bei den kieferorthopädischen lichthärtenden Kunststoffen frei gewordenen Menge an UDMA, wesentlich geringer ist als die der getesteten MMA Kunststoffe, so stellen diese doch ein geringeres Risiko dar.

Pfeiffer et al. [105] untersuchten 2004 unterschiedlichste Heißpolymerisate. Dies waren ein in der Prothetik gebräuchlicher Werkstoff (Paladon65[®], Heraeus Kulzer GmbH Hanau), thermoplastisch modifizierte Heißpolymerisate (Sino-mer[®], Alldent Rugell Liechtenstein; Polyan-Polyapress[®] Altkirchen Deutsch-

land), die als hypoallergen gelten, und Werkstoffe, die mit Mikrowellen (Microbase[®] Dentsply De Trey Konstanz Deutschland) gehärtet werden. Für das gebräuchliche Heißpolymerisat (Paladon65[®], Heraeus Kulzer GmbH Hanau) kamen Pfeiffer et al. zu den Ergebnissen von 0,31-0,90 Gew.-%. Die thermoplastisch modifizierten Heißpolymerisate (Sinomer[®], Alldent Rugell Liechtenstein; Polyan, Polyapress[®] Altkirchen Deutschland) kamen auf 0,44 Gew.-% und sogar auf 0,00 Gew.-%. Bei den mikrowellengehärteten Werkstoffen (Microbase[®], Dentsply De Trey Konstanz Deutschland) wurde keinerlei Restmonomer gefunden. Demnach schlussfolgerten Pfeiffer et al., dass die hypoallergenen Kunststoffe signifikant niedrigere Restmonomerwerte aufwiesen als die des gebräuchlichen und bei den mikrowellengehärteten kein Restmonomer festgestellt wurde.

Die Ergebnisse der gesichteten Literatur sind in der Tabelle 5 zusammengefasst.

Autor	Untersuchtes Material*	Verfahren	Ergebnis*	Einheit
Blümler [10]	Methylmethacrylat	Auslaugen des Prüfkörpers Dal Nogares Test	0,02-0,5 6	%
Europäische Norm(EN Iso 1567) [32]	Prothesenkunststoffe HP AP Thermoplastisch formbarer Kunststoff. LP Mikrowellenh.Werk.		Max. 2,2 4,5 2,2 2,2 2,2	Gewichts%
Eden [40]	LP AP	Subjektiver In Vivo Test	Keine Reaktion Restmonomer Keine Reaktion aber erhöhtes Risiko	Ja/ Nein- Aussage
Fletcher [46]	AP	Gas/flüss.keit schromatographie/unterschiedliche Dicken nach Lagerung in Wasser für 24h gemessen.	In 4 mm tiefe 0,97-2,25 In 2 mm tiefe 1,34-2,98 Durschnittsprozent des Restmonomergeahls 1,09-2,94	%

Autor	Untersuchtes Material*	Verfahren	Ergebnis*	Einheit
Vallittu [137]	HP AP	Mehrere Zeitintervalle 1. Tag/4 Wochen	2,13 /1,62 Gew.-% 34,7 /36,1 ppm bei Lagerung in 22 C° 76,5 ppm bei Lagerung in 37 C° 5,3 /2,25 Gew.-% 1906,7 /3004,1 ppm bei 22 C 3379,5 ppm bei 37 C	Gew.-% / ppm / Grad Celsius
Pfeiffer [105]	HP Thermoplastisch Modifiziertes MMA Mikrowellenhärtung		0,31-0,90 0,44-0,00 0,00	Gew.-%
Rose [114]	LP HP AP AP aus der KFO	Evaluiertes Restmonomer über 60Tage	97,7-155 45,5 99,2 930,9-1034	µg /cm ³
Rosiwall [116]	Kaltpolymerisat Angeteigt gestreut	Nach Herstellerangaben wurden Prüfkörper hergestellt	4,19-4,70 3,39-3,79	Gew%
Scheuermann [119]	HP AP Mit Babitursäuresystem AmiPeroxidsystem	Gemessen über 28 Tagen	0,1 0,6-0,8 2,0	Methylmethacrylat mg/g
Staffort [130]	AP	Gemessen über 28 Tage	1,49-4,51 Nach 7Tagen 0,65-3,27 Nach 14 Tagen 0,62-3,27 Nach 28 Tagen 0,57-3,26	Vol.-%
Szabo [133]	LP HP AP	Gas flüssigkeits Chromatographie	– 0 0,29-1,45 2,00-2,63	%
Vallittu [135]	HP AP	Gemessen nach der Polymerisation und nach 4 Wochen	2,13 1,62 5,3 2,258	Gew.-%

Tabelle 5: Zusammenstellung der Literatur nach Restmonomergehalt

Biologische Eigenschaften

An die Werkstoffe, die in der Zahnmedizin eingesetzt werden, sind grundsätzliche Anforderungen zu stellen. Sie sollen vor allem biokompatibel sein [88]. Das bedeutet, dass der Einsatz in der Mundhöhle nicht mit Risiken verbunden ist. Lokale Schäden dürfen nicht provoziert oder gar Reaktionen ausgelöst werden, die auf einzelne Organe negative Einflüsse haben könnten.

Krebserregende Stoffe, Stoffe die zu Allergien führen oder Stoffe die andere entzündliche Reaktionen bewirken, sollten demnach nicht zum Einsatz kommen [32, 33].

Auch sollten diese Werkstoffe geschmacksneutral sein und keinerlei Irritationen des Gesamtorganismus hervorrufen [89]. Es ist seit langem bekannt, dass reines Monomer in dentalen Methylmethacrylaten ist [129].

Restmonomergehalt in Methylmethacrylaten und Herauslösen von anderen Bestandteilen des Kunststoffes sind hier nur exemplarisch zu nennen [114].

Untersuchungen sollten dem Behandelnden Hinweise geben, die bei dem Gebrauch zur Risikoabschätzung behilflich sein sollten.

Aber nicht nur der Behandler und der Patient sollten mit eventuellen Gefahren konfrontiert werden, sondern auch die jeweiligen Techniker, die mit den vermeintlichen Stoffen täglich zu tun haben [62].

Die Ergebnisse der gesichteten Literatur sind in der Tabelle 6 zusammengefasst.

Autor	Untersuchtes Material	Verfahren	Ergebnis	Einheit
Eden [40]	LP	In Vivo	Keine Reaktion auf den Kunststoff	
Giunta [52]	AP HP	In Vivo	Allergie auf Monomer Weniger/-keine Reaktion	
Nealy [94]	HP	In Vivo	Wenige –keine Reaktion	
Jacobson [62]	AP	In Vivo	43% der Dentallaboranten 40% der Kieferorthopäden zeigten Reaktionen	
Estlander [43]	AP	In Vivo	Die Gruppe von Estlander wäscht sich des öfteren die Hände	Auf die Ergebnisse von Jacobson eingehend
Kanerva [66]	AP	In Vivo	Die Gruppe von Estlander ist vielen andere allergisierende Stoffen ausgesetzt	Auf die Ergebnisse von Jacobson eingehend
Fisher [44]	Polymethylmethacrylat	In Vivo	Hautreaktionen auf das Eluat	
Kanerva [66]	Urethandiacrylat	In Vivo	Hautreaktionen wurden beobachtet	
Nethercott [97]	Urethandiacrylat	In Vivo	Vereinzelte Hautreakt. wurden beobachtet	
Alsawaf [1]	LP AP	In Vivo	Entzündungsreaktion 83% Entzündungsreaktion 100%	%

Tabelle 6: Zusammenstellung der Literatur nach Biologischen Eigenschaften

*AP=Autopolymerisat; LP=Lichtpolymerisat; HP=Heißpolymerisat

Im Folgenden soll zunächst auf die Toxizität/Zytotoxizität der Methylmethacrylate eingegangen werden.

Blanchet [8] untersuchte 1982 an Ratten die Wirkung von Monomerdämpfen. Er begründete seine Studie damit, dass die Entwicklung und die zunehmende Verwendung der Methylmethacrylate fortschreiten und ein Schaden, der auf den Menschen einwirkt, eventuell abzuwenden ist. Die Versuchsratten wurden den Monomerdämpfen ausgesetzt und per Elektrokardiogramm (EKG) sowie Atemfrequenzmonitoring überwacht. 3 von 8 Ratten zeigten schon nach kurzer Einwirkdauer der Dämpfe eine Veränderung des EKG's. 5 von 8 Ratten zeigten eine erhöhte Atemfrequenz und einen erhöhten Puls. In einem Langzeitversuch waren 4 von 4 Ratten nach 21 Tagen sowohl mit einem veränderten EKG als auch mit Atem- und Pulsfrequenzveränderungen zu erkennen.

Danilewicz [31] bestimmte 1980 die letale Dosis von reinem Monomer und den in der Prothetik gebräuchlichen Monomer. Dazu untersuchte er die Einwirkung der Stoffe auf Embryofibroblasten. 11 Tage alten Hühner wurden von Embryos entnommen. Er stellte fest, dass eine Dosis von 1,5 mg/ml, des in der Prothetik verwendeten Monomers, ausreicht, um einen kompletten Zelltod der Fibroblasten herbeizuführen. Die letale Dosis des reinen Monomers liegt bei 2mg/ml. Dem zu folge schloss *Danilewicz*, dass die in dem Monomer der Prothetik befindlichen Zusatzstoffe, bei geringerer Menge an Monomer schneller eine letale Dosis erreichen lassen.

Kedjarune [67] untersuchte 1999 das Polymer des Methylmethacrylates an Zellen in einem InVitro-Versuch. Er kam zu dem Ergebnis, dass je mehr Restmonomer in dem Polymer vorhanden ist, desto toxischer das Polymer wirkt. Er empfahl aus zytotoxischer Sicht, den Pulveranteil so hoch wie eben möglich zu gestalten, damit das Pulver-Flüssigkeitsverhältnis stärker zu Gunsten des Pulvers ausfällt.

Lamb [73] pflichtete *Kedjarune* 1983 in seinen Aussagen zu dem Pulver Flüssigkeitsverhältnis zu, da auch er in seinen InVitrostudien gleiches herausfand.

Sheridan [126] untersuchte die Wirkung von Monomer an Zellkulturen und stellte fest, dass das aus Polymethylmethacrylaten austretende Restmonomer in den ersten 24 Stunden nach der Polymerisation am toxischsten ist.

Lefebure [77] kam in seinen Versuchen aus dem Jahre 1994 auf das gleiche Ergebnis. Auch seine InVitro-Kulturen reagierten in den ersten 24 Stunden nach der Polymerisation auf das Monomer am empfindlichsten.

Weaver [140] empfahl 1980, dass der Kunststoff nach der Polymerisation für die ersten 24 Stunden in heißem Wasser zu lagern ist, damit das im Kunststoff befindliche Restmonomer in die Reaktion nochmals mit eingehen kann oder gegebenenfalls aus dem Kunststoff herausgewaschen wird. Die Toxizität wird demnach gesenkt.

Rose et al. [114] untersuchte im Jahr 2000 die Zytotoxizität von Photopolymerisat, Heiß- und Autopolymerisaten. *Rose et al.* bezog sich bei ihren Werten auf Zellwachstumshemmung, die sich auf die Konzentration 75 % Eluat im Inkubationsmedium befanden. Demnach wurde das Heißpolymerisat (Paladon[®], Heraeus Kulzer GmbH Hanau) mit einem Wert von 11,5 % als nicht zytotoxisch eingestuft. Das in der Prothetik verwendete Kaltpolymerisat (Palapress[®], Heraeus Kulzer GmbH Hanau) lag bei 18,2 % Wachstumshemmung. Die in der Kieferorthopädie gebrauchten Kaltpolymerisate (Forestacryl[®], Forestadent Pforzheim Deutschland; Orthocryl[®], Dentaaurum, Pforzheim, Deutschland) lagen bei den Werten zwischen 28,4-47,3 % und wurden als gering zytotoxisch eingestuft. Die lichthärtenden Polymerisate (Odontolux[®] Dreve-Dentamid GmbH Unna Deutschland; Will-O-Dont[®], Wilde-Dental GmbH Walluf/Rgh. Deutschland) wurden mit den Werten 27,2-38,4 % als gering toxisch eingestuft. Zu erwähnen ist hierbei, dass bei diesen Werten die Sauerstoffinhibitionsschicht entfernt wurde. Bei Proben, die diese Schicht noch aufwiesen, lag die Wachstumshemmung bei 69,8 %. Zwar weist nach *Rose* das Photopolymerisat keine Restmonomere auf und müsste demnach in ihrer Wachstumshemmung geringer sein als alle anderen Polymerisate, aber das in den lichthärtenden Kunststoffen befindliche Urethandimethacrylat ist nach seinen Versuchen wesentlich zytotoxischer als das Restmonomer im Auto- und Heißpolymerisat.

Die oben beschriebenen Werte waren Grenzwerte, die die Zytotoxizität in ihrer maximalen Dosis aufzeigen sollte. Auch wurden empfindliche Zellen mit den in den Werkstoffen befindlichen Stoffen versehen.

Im Folgenden werden die Zusammenhänge zwischen Erscheinungen nach Kunststoffexposition und Allergien an Patienten dargelegt.

Nealy [94] kam 1969 zu der Aussage, dass aufgrund der Verwendung von Heißpolymerisaten, keine bis vereinzelte Reaktionen zu erkennen sind.

Giunta et al. [52] beurteilten 1974 in einem Pobandenversuch Autopolymerisate und Heißpolymerisate. Sie entdeckten bei beiden dentalen Werkstoffen keine bis vereinzelte Reaktionen.

Jacobson [62] untersuchte 1989 die Wirkung von Autopolymerisaten auf Dentallaboranten und Kieferorthopäden. Er kam zu dem Ergebnis, dass 43 % der Dentallaboranten, die täglich mit Monomer und Autopolymerisat in Kontakt kamen, Reaktionen in Form von Hautirritationen zeigten. Ebenfalls fiel die hohe Anzahl an Kieferorthopäden auf, die ebenfalls mit Autopolymerisat in Kontakt kamen. *Jacobson* gab die Zahl der betroffenen Kieferorthopäden mit 40 % an.

Estlander [43] gab bereits 1984 an, dass gerade Kieferorthopäden und Dentallaboranten am häufigsten auf Polymethylmethacrylate reagieren, aber er dementierte im gleichen Artikel den Zusammenhang. Dabei gab er an, dass sich diese Gruppe der untersuchten Personen des öfteren die Hände wäscht und damit die Haut bereits dadurch erheblich reizte.

Kanerva [66] pflichtete der Aussage von *Estlander* im Jahre 1994 nochmals bei. Auch er sagte, dass zwar überdurchschnittlich viele Kieferorthopäden und Dentallaboranten an Hauterscheinungen erkrankten, die in Kontakt mit Polymerisaten stehen, aber er sagte auch, dass gerade dieser Personenkreise mit einer Vielzahl anderer hautreizenden Stoffe in Kontakt komme. Somit sei es schwer zu differenzieren, welche Reaktionen allein auf Kunststoffe zurückzuführen seien.

Fisher [44] bemerkte bereits 1954, dass das reine Eluat Monomer Hautreaktion verursacht. Dies beobachtete er an zwei Zahnärzten, die überaus stark auf diesen Stoff reagierten. *Fisher* nahm dies zum Anlass und untersuchte diese Reaktionen in einem Patch-Test. Dieser fiel bei Methylmethacrylaten positiv aus. Demnach wurde eine Allergie auf diesen Stoff eindeutig nachgewiesen. Dies nahmen in den folgenden Jahren Autoren zum Anlass den Stoff auf Reaktionen weiter zu testen

Kanerva [66] beschrieb in seiner Literaturübersicht aus dem Jahr 1994, dass Patienten beobachtet wurden, die auf Photopolymerisate reagierten. Dabei wurden Patch-Tests vor allem auf den Basisstoff Urethandimethacrylat angefertigt. Diese fielen jedoch negativ aus. Somit wurde vermutet, dass die Hautreaktion durch einen anderen, im lichthärtenden Kunststoff befindlichen Werkstoff verursacht wurde. Untersucht wurde in diesem Zusammenhang Epoxid Acrylate, die die gleichen Aufgaben im Methylmethacrylat übernehmen, wie die in dentalen Compositen befindlichen Bis-GMA Harze.

Nethercott [97] beschrieb 1983 vereinzelte Hautreaktionen gegenüber Photopolymerisaten. Er machte gerade das in Photopolymerisaten befindliche Urethandiacrylat dafür verantwortlich, da dieses alleine in ausreichender Konzentration toxisch ist.

Alsawaf [1] untersuchte 1991 die Entzündungsreaktion nach Einbringen von Photo- und Kaltpolymerisatproben. Dabei setzte er aus Kunststoff bestehende Spina der Rückenwirbel in einem Rattenexperiment ein. Er fand heraus, dass weniger Entzündungsreaktionen bei den lichthärtenden Kunststoffen zu bemerken waren. Hier lag der Wert bei 83%. Hingegen entzündeten sich alle, also 100% der Wundstellen bei denen, wo Autopolymerisate eingesetzt wurden. Zwar bemerkte er selber, dass die Zahl von 83% immer noch sehr hoch ist, zeigte aber gleich einen deutlichen Unterschied zu der Reaktion, die aus dem Einsatz von Autopolymerisaten entstand.

Ogle [98] untersuchte in einem seiner Versuche, die er im Jahr 1986 veröffentlichte, die Anheftung von Bakterien an bovinen Schmelz, sowie Heiß- und Kalt-

polymersaiten sowie an Photopolymerisaten. Dabei bestimmte er die Bakterienanheftung von *Actinomyces naeslundii* und *Streptococcus mutans* nach der optischen Empfindlichkeit. Er wählte diese zwei Mikroorganismen, da *Actinomyces naeslundii* parodontale Defekte verursacht und *Streptococcus mutans* hauptsächlich für die dentale Karies verantwortlich ist. Er kam zu dem Ergebnis, dass Lichtpolymerisate eine Bakterienanhaftung weniger zulassen als Auto- und Heißpolymerisate sowie an bovinen Schmelz. Die Ergebnisse sind in Tabelle 7 aufgeführt. Die optische Empfindlichkeit von *Actinomyces naeslundii* an lichthärtenden Kunststoff lag bei 414-432 nm/mm². Die Anlagerung von *Streptococcus mutans* an Lichthärtende Kunststoffe wurde mit 300–319 nm/mm² gemessen. Im Vergleich dazu gab es eine Anheftung von *Actinomyces naeslundii* an bovinen Schmelz bei 940 und *Streptococcus mutans* 349 nm/mm². Die anderen Kunststoffe wiesen eine wesentlich höhere Anheftung auf. An dem getesteten Heißpolymerisat lagerte sich *Actinomyces naeslundii* mit 717 nm/mm² und *Streptococcus mutans* mit 421 nm/mm² an und für das Autopolymerisat lag die optische Empfindlichkeit für *Actinomyces naeslundii* bei 478-518 nm/mm² und für *Streptococcus mutans* 401–458 nm/mm².

Die Ergebnisse der gesichteten Literatur sind in der Tabelle 7 zusammengefasst.

Autor	Untersuchtes Material*	Verfahren	Ergebnis*	Einheit
Blanchet [8]	MMA Dämpfe	In Vivo an Ratten	3 von 8 Ratten zeigten EKG veränderung 5 von 8 Ratten zeigten Atemfrequenzänderungen und erhöhten Puls - 4 von 4 Ratten nach 21 Tagen expos. betroffen	Ein Teil von einem Ganzen
Danilewicz [31]	Monomer	In Vitro versuch an Zellen	Letale Dosis 2 mg/ml Flüssiger Anteil von Monomer letale Dosis 1,5 mg/ml vollständiger Zelltod	Mg/ml
Kedjarune [67]	Monomer	In Vitroversuch an Zelle	Je mehr monomer im polymer desto toxischer	
Lamb [73]	Monomer	In Vitro Versuch an Zellen	Je mehr monomer im polymer desto toxischer	
Sheridan [126]	Monomer	In Vitro an Zellen	In den ersten 24 std. ist das Monomer am toxischsten	
Lefebure [77]	Monomer	In Vitro	In den ersten 24 Std. ist das monomer am toxischsten	
Weaver [140]	Monomer im Polymer	In Vitro	Lagerung in heißem Wasser für 24 h senkt die toxizität	
Rose [114]	Lichth. Kunst. Heißpolymerisat Kaltpolymerisat KFO- Autopolymerisat		27,2-38,4% gering toxisch - Nach Wässerung 25,6 % - Mit Sauerstoffinhibitionsschicht 69,8% 11,5 % nicht zytotoxisch 18,2% 38,4-47,3 gering zytotoxisch	%

Tabelle 7: Zusammenstellung der Literatur nach Zytotoxizität

7 Klinische Anwendung

7.1 Anwendungsbereiche:

7.1.1 TMJ

Die interokklusale Schienentherapie ist heute ein bewährtes Verfahren beim Einsatz von temporomandibulären Bewegungsstörungen sowie bei Kiefergelenksschmerzen und Störungen der Schließbewegung des Unterkiefers [14].

Schienen, die im Unter- oder Oberkiefer angebracht werden, sollen okklusale Interferenzen [111] ausgleichen, mobile Zähne in einem Verbund stabilisieren [62, 119], sowie Bruxismus [18] und parafunktionen limitieren [106, 117], bzw. die Attrition, die bei dem Bruxismus auftritt, aufhalten. Muskuläre Verspannungen, die im Kausystem auftreten, sollen durch eine gezielte Schienentherapie aufgehoben werden [23, 75, 99] Dies geschieht, indem das Kiefergelenk in einer Sollposition gebracht werden muss, die eine physiologischen Kondylus Diskus-Relation entspricht [81].

In der heutigen Literatur findet man eine gut dokumentierte Schmerzbehandlung mit Aufbissbehelfen in Form von Schienen, die aus Kunststoff bestehen [23, 86, 127]. Viele Schmerzen, die gerade im Kiefergelenk und Kaumuskelsystem zu finden sind, können mit einer gezielten Schienentherapie geheilt, bzw. gemildert werden [23].

Diese Aufbissschienen können aus unterschiedlichsten Kunststoffen hergestellt werden [35, 36]. Neben der gängigsten Methode, bei der die Schiene aus Autopolymerisat hergestellt wird, wurde auch von der Herstellung von Schienen mit Hilfe eines Heißpolymerisates berichtet [100]. Neuere Entwicklungen ermöglichen auch den Einsatz von lichthärtenden Kunststoffen bei der Schienentherapie [36].

Dos Santos et al. [35] sahen in der Entwicklung der lichthärtenden Kunststoffe eine Alternative zu anderen Kunststoffen, die bei okklusalen Splinten Anwendung finden. Vorteile sahen die Autoren bei einem perfekten Sitz der Splinte. Es ermöglicht dem Anwender eine genaue Applikation des Materials, da es erst bei Aktivierung mit Licht hart wird. Weitere Vorteile sind, dass keinerlei Monomerdämpfe bei der Verarbeitung auftreten. Sie verglichen die Photopolymerisate mit den guten Eigenschaften der Heißpolymerisate und beschrieben, dass lichthärtende Kunststoffe diesen in nichts nachstehen.

Brady [11] sah, wie auch *dos Santos et al.* [35] ein Jahr zuvor eine Möglichkeit, die in Verdacht geratenden Allergien auszulösenden Autopolymerisate durch Photopolymerisate abzulösen. Nach seinen Versuchen schlussfolgerte *Brady* [11], dass die lichthärtenden Kunststoffe erlauben, eine präzise Konstruktion aus einem hochwertigen nicht risikobehafteten Material zu entwerfen. Zudem wird die Verarbeitungszeit entscheidend verkürzt.

Dos Santos [36] beschrieb im Jahr 2000 die Anwendung von Stabilisierungsschienen aus lichthärtenden Kunststoff bei Patienten. Er verglich diese mit Schienen aus Heißpolymerisat. Er fertigte für zwanzig Patienten Aufbisshilfen aus Heißpolymerisat an und fertigte zusätzlich welche aus lichthärtenden Kunststoffen an. Jede der unterschiedlichen Schienen wurde für etwa 12 Stunden pro Tag getragen. Nach der Versuchszeit von drei Wochen wurden die Patienten wieder einbestellt und zu den Splinten befragt. Die Patienten gaben an, dass die Splinte aus Heißpolymerisat angenehmer zu tragen seien. Bei den lichthärtenden Kunststoffen störten am meisten: der schlechte Geschmack in der Anfangszeit, die raue Oberflächenbeschaffenheit und der üble Nachgeschmack. Abschließend empfahl *dos Santos* den Gebrauch von lichthärtenden Kunststoffen bei akuten Fällen von Beschwerden oder einer schnellen Therapie bei okklusalen Interferenzen, da die Schienen aus lichthärtendem Kunststoff viel schneller anzufertigen sind als die aus Heißpolymerisat. Von der Passgenauigkeit stehen Schienen aus lichthärtenden Kunststoff denen aus Heißpolymerisat in nichts nach.

7.1.2 Kieferorthopädie

Das Anwendungsgebiet von Kunststoffen in der Kieferorthopädie betrifft die Herstellung von kieferorthopädischen Geräten.

Die Herstellung von kieferorthopädischen Geräten, wie Platten und funktionskieferorthopädischen Geräten werden dabei hauptsächlich aus Autopolymerisaten hergestellt [65]. Der für die Herstellung verwendete Kunststoff wird in verschiedenen Farben, denen auch Glitter und kleine Bildchen zugesetzt werden können, angeboten. Die Farben sind untereinander mischbar [55].

Die Platten haben die Aufgabe, die Zahnbögen in sagittaler und transversaler Richtung auszuformen und Einzelzahnbewegungen durchzuführen. Platten gab es schon im 19. Jahrhundert. Sie wurden zunächst aus Metallen und später aus vulkanisiertem Kautschuk hergestellt [65]. Wegen der Materialknappheit hochlegierter Stähle aber auch auf Grund von Nachuntersuchungen an Patienten mit festsitzenden Apparaturen, die hochgradige Wurzelresorptionen zeigten, wurden um 1930 im europäischen Raum abnehmbare Platten entwickelt und eingeführt [74]. Hier waren es 1840 *Brewster* [65], der eine Regulierungsplatte aus Kautschuk einführte und 1882 beschrieb *Coffin* [55] eine Expansionsplatte aus Klaviersaiten. Mit der Entwicklung der Polymerisate im 20. Jahrhundert [57] wurde ein wichtiger Bestandteil der Platten hergestellt. Die Acrylat Plattenbasis, die den Gaumen oder die Lingualfläche des Unterkiefers bedeckt, dient zur Retention der Halteelemente, des Labialbogens und der Schrauben. Sie überträgt Expansions- und Kompressionskräfte auf Zähne und den Alveolarfortsatz [55]. Dazu werden auf Modelle unterschiedlichste Klammern gebogen, die in einem weiteren Verarbeitungsschritt in das Kaltpolymerisat eingearbeitet werden. Dies geschieht, indem der Kunststoff um die Klammern herum fließt [55]. Es kann hier das Streuverfahren von dem Anteigverfahren unterschieden werden [116].

Bei den funktionskieferorthopädischen Geräten sind keine Klammern an den Zähnen befestigt. Kunststoffteile sollen hier durch loses Anliegen an Zähnen und Alveolarfortsätzen das Gewebe durch Muskelimpulse zum Umbau bewe-

gen [55]. Um Dimensionsveränderungen zu umgehen und die kieferorthopädischen Geräte nach der Polymerisation Formstabil zu halten, wurde auch der Einsatz von Heißpolymerisaten beschrieben [36]. Jedoch ist die Verarbeitung so aufwendig [88], dass auf diese Materialien nur im geringen Maße zurückgegriffen wird [35]. Der Gebrauch von Heißpolymerisaten bei der Herstellung von kieferorthopädischen Geräten ist in der aktuellen Literatur nicht mehr beschrieben. Gerade die schnelle Anfertigung von kieferorthopädischen Geräten mit Photopolymerisaten macht dieses Material interessant [35, 74]. So lassen sich Splinte in einer Zeit zwischen 10 und 20 Min herstellen [35, 60, 74, 124]

7.1.3 Orthognathe Chirurgie

Die Anwendungsgebiete der Methylmethacrylate sowie der lichthärtenden Kunststoffe, umfassen in der Kieferorthopädie neben der Herstellung von Platten und Geräten auch das Herstellen von Splinten, wie sie in Dysgnathieoperationen zum Zuordnen der Kiefer Verwendung finden [9]. Allgemein lässt sich dieses Anwendungsgebiet so beschreiben, dass die Eingriffe der kombinierten kieferorthopädischen/kieferchirurgischen Behandlung durch Osteotomien stattfindet. Die Fragmentverlagerung hat das Ziel, normale Okklusions- und Artikulationsverhältnisse sowie eine ästhetische Verbesserung herzustellen [142].

Eine intraoperative Zuordnung der Kiefer zueinander erfolgt durch den präoperativ angefertigten Splint.

Um eine genaue Passform und ein leichteres Positionieren während der Operation zu erreichen, unterliegt die Materialentwicklung und Anfertigungstechnik stetigen Untersuchungen. Es ist das Ziel, Materialien die für die Anfertigung von Splinten zu gewinnen, so dass Operationszeit durch schnelles Positionieren, anhand einer verbesserten Passform, verkürzt werden kann [74].

Dos Santos [35, 36] verglich für die Herstellung von Splinten Heißpolymerisate mit lichthärtenden Kunststoffen. Er stellte Fest, dass die Verarbeitungszeit von Splinten aus Heißpolymerisaten in keinem Vergleich zu denen aus Photopolymerisaten steht. Die Herstellung würde mit Heißpolymerisaten einen Zeitraum

von mehreren Stunden einnehmen. *Bays et al.* [5] beschrieben 1978 zwei unterschiedliche Splintmaterialien. Diese waren zum einen aus einem Heißpolymerisat und zum anderen aus einem Metall, dem Ticonium, angefertigt [5]. Sie bemerkten, dass der Splint aus Metall zu einer schlechteren Handhabung führte, da er sich so starr verhält, dass kleinste Veränderungen nur mit forciertem Einschleifen aufgefangen werden können [5]. *Brady und Pelle* [11] bevorzugten 1996 das Verwenden von Operationssplinten aus Autopolymerisaten. In ihrer Publikation unterstrichen sie die gute Möglichkeit der Ausarbeitung und das hervorragende Formverhalten von Autopolymerisaten. *Wong et al.* [142] beschrieben 1985 ebenfalls die Herstellung eines solchen Operationssplintes. Sie fertigten diesen aus einem Autopolymerisat her. Dies taten sie auf den Modellen der Patienten, die in einem Artikulator in die neue Position versetzt wurden. Aufgrund der leichten Handhabung bei der Herstellung publizierten *Friedrich et al.* [47] 1989 den Gebrauch von Autopolymerisaten für das Herstellen von Operationssplinten. *Scuba et al.* [124] stellten 1990 einen Operationssplint aus einem lichthärtenden Kunststoffen her. Sie betonten dabei die schnelle Verarbeitung die sie mit unter 20 Min., bis zur vollständigen Herstellung, angaben. Die schnelle und unkomplizierte Herstellung solcher Operationssplinte aus lichthärtenden Kunststoffen bestätigten 1993 auch *Hernandes und Sohn* [60]. *Landes et al.* [74] stellten ebenfalls Splinte aus lichthärtenden Kunststoffen her und publizierten im Jahr 2001 in ihrer Arbeit die Ergebnisse. Dabei vielen ihnen neben der enormen Zeitersparnis im Vergleich zu Autopolymerisaten auch die geringen Herstellungskosten auf. *Danesh et al.* [30] bemerkte 2003, in ihren Versuchen zu den Materialeigenschaften von Lichthärtenden Kunststoff und Autopolymerisaten für die Herstellung von Operationssplinten, das sowohl ein Zeitvorteil besteht als auch Vorteile bei der Materialeigenschaft.

Folgend werden die Ergebnisse des gesichteten Literatur hinsichtlich der verwendeten Materialien für Operationssplinte sowie ihre Handhabung in den Tabellen 8, 9 und 10 dargestellt .

Autor	Verwendete Methode	Pro/Contra Splint	Untersuchungsjahr	Resultat	Versuchsaufbau
Dyer [37]	Intermaxilläre Fixation	Pro	1998		
De Massiac [39]	3D orthognathic Surgery simulator	Pro	1998	0,61+-0,45-0,78+-0,52mm	18 Patienten mit Klasse III
Csaszar [29]	3D OSS	Pro			
Wiechmann [141]	KDMMS	Pro	1997		
Bays [5]	Single arch wire	Contra	1978	Für eine bessere Kommunikation, Hygiene, Komfort	
Block [9]	Gegen Intermaxilläre Fixation	Pro	1987	Für eine bessere Kommunikation, Hygiene, Komfort	
Swestka [122]	Sandwich Splint	Pro	1990		

Tabelle 8: Verwendetes Verfahren von Operationssplinte bei Dysgnathietherapie I

Autor	Verwendetes Material	Pro/Contra Splint	Untersuchungsjahr	Resultat	Versuchsaufbau
Giaoui [51]	Silikon-splint	Pro	2000		
Myers [93]	Hydroplastic	Pro	1995		
Rippley [113]	Autopolymerisat	Pro	1982		Aus zwei Teilen bestehender Splint

Autor	Verwendetes Material	Pro/Contra Splint	Untersuchungsjahr	Resultat	Versuchsaufbau
Wong [142]	Autopolymerisat	Pro	1995		
dos Santos [36]	Heißpolymerisat Lichth. Kunst.	Pro	2000	Keinen Subjektiven Unterschiede	Subjektives Befinden der Patienten in Komfort, Stabilität, Geschmack, Hygiene
Nespeca [96]	Autopolymerisat	Pro	1986		Aus zwei Teilen bestehender Splint
Friedrich [47]	Autopolymerisat	Pro	1989		
Scuba [124]	Lichth. Kunst. Autopolymerisat	Pro	1990	Gegenüber dem Splint aus Autopolymerisat kein monomer, gute Verarbeitungseigenschaften, schnelle Verarbeitung, Preisgünstig	
Hernandez [60]	Lichth. Kunst. Acryl Splinte	Pro	1993	Gegenüber dem Acrylsplint kein monomer, gute Verarbeitungseigenschaften, schnelle Verarbeitung, Preisgünstig	
Brady [11]	Lichth. Kunst.	Pro	1996	Klare Vorteile gegenüber lichth. Kunstst. In der Verarbeitung und schnelleren Anfertigung	
Landes [74]	Lichth. Kunst.	Pro	2001	Anfertigen der Splinte innerhalb von 10 min./von den Patienten gut zu tolerieren./reduzierte Kosten	15 Patienten
Bocca [16]	Lichth. Kunst.	Pro	2002	Schnelle Anfertigung/keine Irritation durch Material/geringe Dimesionsveränderung/ kein Monomer	

Tabelle 9: Verwendete Materialien für Operationssplinte bei Dysgnathietherapie II.

Autor	Arbeitsbereich	Untersuchte Methode
Dyer [38]	Handhabung	Intermaxilläre Fixation
De Massiae [39]	Passgenauigkeit	3 D Oss
Csaszar [29]	Passgenauigkeit	3 D Oss
Wiechmann [141]	Passgenauigkeit	Kalibriertes Doppel Münsteraner Modell System
Lee [78]	Handhabung	Inter Maxilläre Fixation
Ripley [113]	Handhabung	Nützlich in allen doppel OP´s
Nespeca [96]	Handhabung	Platzierung mit Splint
Block [9]	Handhabung	Mit Training elastics ausgestattet
Friedrich [47]	Passgenauigkeit	Verarbeitung
dos Santos [36]	Handhabung	Splinte aus Lichth. Kunst.
Landes [74]	Handhabung/Verarbeitung	Lichth. Splinte
Bays [5]	Handhabung	Intermaxilläre Verschnürung nicht akzeptabel – single arch wire bevorzugt

Tabelle10: Übersicht über das Arbeiten mit Materialien für die Anwendung von Operationssplinten

7.1.4 Orthopädie (Chirurgie)

Um Teile des menschlichen Körpers zu ersetzen, gewannen auch Kunststoffe mehr an Bedeutung. Aufgrund ihrer relativ hohen Biokompatibilität und der daraus resultierenden Möglichkeit sie vielfältig einzusetzen, konnten sie auch intraoperativ verwendet werden [1, 8].

Alsawaf [1] beschrieb 1991 den Einsatz von Autopolymerisaten zur Rekonstruktion der Spina. Er beobachtete, dass es aufgrund der exotherm ablaufenden Reaktion der Autopolymerisate zu lokalen Gewebeschädigungen kommen kann. Deshalb untersuchte er die Anwendung von lichthärtenden Kunststoffen. Auch diese können intraoperativ eingesetzt werden, da sie an Stellen an denen sie benötigt wird, angebracht werden können und danach mit Licht einer bestimmten Wellenlänge aushärtet werden.

Habal [53] beschrieb 1976, *Beumer* [7] 1979 und *Mankovich* [83] 1986 den Ersatz von Schädelfragmenten mit Autopolymerisaten. Alle drei machten die Entdeckung, dass dieser Kunststoff mobil angebracht werden konnte und dann selbstständig aushärtet, was den individuellen Gebrauch vereinfacht. Gewebesunverträglichkeiten begründeten sie mit erhöhten Temperaturentwicklungen bei der Polymerisation und zum anderen mit Freiwerden von Restmonomeren.

Studer und *Schärer* [132] meinten 1991, dass die Herstellung von Obturatoren, wie sie nach kieferchirurgischen Eingriffen benötigt werden, aus Kunststoff sein könnten. Sie können individuell nach Abdruck an die Gegebenheiten angepasst werden.

8 Herstellung (Labor)

8.1 Heißpolymerisate

Heißpolymerisate liegen in Form von Pulver und flüssiges Monomer vor. In dem Pulver befinden sich industriell vorgefertigte Polymerisationsperlen. Die flüssige Komponente, welches das Monomer ist, wird dem Pulver zugegeben. Nach dem Mischen, bei dem ein Anmischverhältnis von etwa 3:1 eingehalten werden sollte, dringt das Monomer zumindest oberflächlich in die Perlen ein. Gleichzeitig wird umgekehrt das oberflächennahe Polymer der Perlen im Monomer aufgelöst.

Es entsteht ein gut plastischer Teig, der sich relativ leicht in eine Form pressen lässt. Bei der folgenden chemischen Reaktion verfestigt sich nur noch das flüssige Monomer und wird als Anquellzeit bezeichnet [88].

Die erforderliche Anquellzeit für den Lösungsprozess muss daher zur Erreichung einer ausreichenden Festigkeit eingehalten werden. Ein zu langes Ruhen würde den Teig in seiner Plastizität verringern. Dies wäre auf den Effekt der Verdampfung des Monomers zurückzuführen.

Bei der Verarbeitung von Heißpolymerisaten gewinnt die Reaktion die erforderliche Energie aus einem Wasserbad. Dieses Wasserbad wird auf eine, etwa 100 °C hohe Temperatur gebracht und unter Druck gestellt.

Die Art und Höhe der Temperatur bestimmt nicht nur die Reaktionsgeschwindigkeit, sondern auch die Zahl der Startreaktionen.

Wenn der größte Prozentsatz des Monomeres umgesetzt ist, so dass sich Polymerisation verlangsamt, wird die Temperatur erhöht, um möglichst alle Restmonomer in die Reaktion mit einzubinden und nicht übrig zu lassen. Prozessbeschreibung nach *Meiners/Marxkors* [88]. Unterschiedliche Polymerisationsverfahren liegen zeitlich zwischen 1 Std. und 12 Std. [88].

Nach einer Abkühlphase kann das Kunststoffmodell aus der Form entfernt werden. Es ist dabei zu beachten, dass das Kunststoffmodell frühestens bei Raumtemperatur aus dem Gipsmodell geholt werden darf, um entstandene Spannungen nicht zu schnell zu entlassen [88]. Heißpolymerisate bekommen, nach der Ausarbeitung mit Bimspulver und einer Bürste sowie durch die Politur mit einer Polierpaste mit Leinenschwabbel, eine klare glänzende Oberfläche [89]. Die Verarbeitung dieses Materials, bis zur vollständigen Fertigstellung, kann somit mehrere Stunden betragen.

8.2 Autopolymerisate

Autopolymerisate unterscheiden sich von Heißpolymerisaten grundsätzlich von der Polymerisationsreaktion. Bei Heißpolymerisaten erfolgt die Reaktion erst nach Zugabe durch Energie, welche durch Hitze entsteht. Der Start der Reaktion beginnt mit dem durch die Wärme hervorgerufenen Zerfall von Peroxyden [110].

Um die Polymerisation der Autopolymerisate zu starten wird keine Wärme benötigt. Der Zerfall der im Pulver befindlichen Peroxyde werden auf chemische Weise herbeigeführt, nämlich durch Reduktionsmittel, die den Monomeren zugegeben sind [88].

Durch die Umgebungstemperatur wird die exotherm ablaufende Reaktion abgekühlt, was einen hohen Anteil an Restmonomer zu Folge hat. Damit diese Anzahl von Restmonomeren gesenkt wird, sollte die Reaktion in einem warm temperierten Wasserbad erfolgen, so dass Restmonomere wieder in die Reaktion mit eingehen können [114].

Man unterscheidet grundsätzlich zwei Arten der Autopolymerisatverarbeitung die Streutechnik und die Anteigtechnik.

Bei dem Anteigen wird ein Pulver-Flüssigkeitsgemisch so angemischt, dass dieses einen zähflüssigen Teig ergibt. Dieser kann dann lokal mit Aufbringen von Monomeren verflüssigt und damit fließfähiger gemacht werden. Der ange-

fertige Teig wird dann in eine Form oder auf Modelle gelegt und polymerisiert [116].

Bei der Streumethode wird das Polymer-Pulver aufgetragen, was lokal mit einigen Tropfen Monomer in Verbindung gebracht wird. Dies wird solange wiederholt bis die gewünschte Schichtdicke erreicht ist bzw. die mit Kunststoff zu bedeckenden Teile mit Polymerisat versehen sind [116].

Nach der Polymerisation sollen die Arbeiten dann mit Fräsen, Sandpapier Bimspulver und Polierpaste ausgearbeitet werden [65].

Die Verarbeitungszeit ist abhängig von der Größe des Werkstückes. So kann das Auftragen des Kunststoffes in wenigen Minuten vollbracht sein. Jedoch stellt der Polymerisationsvorgang eine feste Größe dar, die min. 15 Min. betragen sollte [88]. Landes [74] gab die Verarbeitungszeit für Operationssplinte mit Autopolymerisat sogar mit 90 Min. an. Nach dem Poliervorgang sollten die Werkstücke noch mindestens 24 Stunden in einem Wasserbad aufbewahrt werden, damit eine eventuelle Restmonomerkonzentration reduziert wird [65].

8.3 Lichtpolymerisate

Der Werkstoff ist lichtgeschützt in schwarzen Verpackungen erhältlich. Der lichthärtende Kunststoff wird in Form von Platten, Stäbchen, Gel-Form und in Tuben geliefert.

Nach der Entnahme einer Portion des Kunststoffes ist darauf zu achten dass die Verpackung wieder dicht verschlossen wird, da ansonsten, auch bei geringer Lichteinstrahlung, die Polymerisation beginnt.

Nach der Entnahme kann der Kunststoff auf ein Modell aufgebracht werden oder/und in die gewünschte Form modelliert werden.

In einem speziellen Polymerisationsgerät, dem sog. Lichtofen, wird der Kunststoff ausgehärtet. Im unteren Teil des Ofens ist ein Tisch montiert, auf dem der auszuhärtende Kunststoff liegt. Je nach Fabrikat ist der Tisch zu verstellen

und/oder dreht sich, so dass eine allseitig gleichmäßige Aushärtung erfolgen kann.

Je nach Modell senden im oberen und/oder seitlichen Bereich des Lichtofens Halogenlampen blauwelliges Licht in den Wellenlängen von 340-480 nm aus.

Nach der Aushärtung kann der Kunststoff zum Ausarbeiten vom Modell abgenommen werden [80].

Da das Material in verarbeitungsfähiger Form vorliegt, muss der Kunststoff lediglich auf die Form/Modelle oder in eine entsprechende Form eingebracht werden und in einem Lichtofen ausgehärtet werden. Die Aushärtungszeit ist nach der Schichtdicke des Materials sowie der Größe gerichtet und liegt zwischen 5–15 Min. [60, 74, 124,]. Dos Santos [35] schilderte, dass das Anfertigen von Operationssplinten mit lichthärtenden Kunststoffen, in weniger als 20 Min. zu schaffen ist.

Die Ausarbeitung erfolgt mit Kunststofffräsen. Die Hochglanzpolitur erreicht man anhand einer Bearbeitung mit Sandpapier und einer anschließenden Politur mit Kunststoffpolierern. Es ist zu beachten, dass erst nach ausarbeiten und Politur des gesamten Kunststoffes die Sauerstoffinhibitionsschicht entfernt wird. Diese ist nach Rose et al. [114] dass Gesundheit schädlichste bei diesem Material. Auch soll nach Rose et al. [114] dieses Material gewässert werden, um schädliche Stoffe auszuwaschen.

9 Schlussfolgerung

Ziel dieser Literaturübersicht ist es, festzustellen, welchen Stellenwert lichthärtende Kunststoffe im Vergleich zu Heiß- und Kaltpolymerisaten in ihren Anwendungsgebieten zu einander haben und ob es für die Zukunft weitere Anwendungsgebiete für lichthärtende Kunststoffe aufgrund ihrer weiterentwickelten Materialeigenschaften als bisher gibt.

Dabei ist es wichtig, dass sowohl klinische als auch physikalische Eigenschaften miteinander verglichen werden, um somit klare Vor- und Nachteile miteinander zu vergleichen.

Nach Auswertung aller untersuchten und zur Verfügung stehenden Literatur kann festgestellt werden, dass es einen klaren Entwicklungsprozess bei den Photopolymerisaten bis zum heutigen Stand gegeben hat.

So zeigten die von *Al-Mulla* [84] im Jahre 1988 und *Matsumoto* [91] 1986 getesteten lichthärtenden Kunststoffe eine wesentlich geringere Oberflächenhärte als die im Vergleich verwendeten Auto- und Heißpolymerisate. Hingegen verglich *Danesh* [30] im Jahr 2003 Autopolymerisate und Heißpolymerisate mit lichthärtenden Kunststoffen und kam zu dem Ergebnis, dass diese, was die Härte anging, den Autopolymerisaten überlegen und Heißpolymerisaten ebenbürtig sind.

Bei der Biegefestigkeit bewies *Ottl* [100] im Jahr 1995 noch, dass Photopolymerisate hinter den Erwartungen, im Vergleich zu Auto- und Heißpolymerisaten, zurückblieben. Jedoch zeigte *Curtis* [22] im Jahr 1989 schon erste Tendenzen auf, als er zerbrochene Prothesen aus lichthärtenden Material mit gleichem reparierte und bessere Ergebnisse bekam, als die der anderen Polymerisate. Er unterstrich eine herausragende Reparatureigenschaft dieser Materialien. *Danesh* [30] zeigte im Jahr 2004, dass Photopolymerisate nicht nur zur Reparatur herangezogen werden können, sondern unterstrich die hervorragende Biegefe-

stigkeit der aus Photopolymerisaten bestehenden Proben im Vergleich zu den Proben aus Heißpolymerisat und Autopolymerisat.

Bis zum heutigen Tage erschien in keiner der untersuchten Literatur ein positives Ergebnis, was für die lichthärtenden Kunststoffe, bezüglich der Wasseraufnahme, spricht. In allen vorliegenden Texten betonten die Autoren, dass Photopolymerisate immer mehr Wasser aufnahmen als die getesteten Heißpolymerisate und Autopolymerisate. Lediglich Klaiber, Soltész und Bath [4] stimmten im Jahre 1985 dieser Tatsache aber keinerlei Bedeutung zu, da dies, ihrer Meinung nach, keine Gefügauflockerung im Material bedeute und demnach nicht negativ ins Gewicht falle.

Die Schrumpfung eines Werkstoffes ist unter anderem das Hauptkriterium was das Einsatzgebiet mitbestimmt. Ein stark schrumpfendes Material kann nicht dort angewendet werden, wo es auf Präzision und absolute Genauigkeit ankommt. Fest steht, dass Heißpolymerisate eine geringere Schrumpfung aufweisen als Autopolymerisate. Dem stimmten über die Jahre gesehen viele Autoren zu. Exemplarisch sind Antonopoulos [3], Ogle [98], Dixon [34], Bohnenkamp [17] und Machado [85] zu nennen. Zu klären war hierbei, inwieweit die lichthärtenden Kunststoffe in diese physikalisch wichtige Gruppe passen. Unterschiedlichste Angaben waren zu sehen. So machte Ogle [98] die Aussage, die er auf dem Fundament seiner Ergebnisse setzte, dass Photopolymerisate eine gleiche Schrumpfung aufzeigten wie die getesteten Heißpolymerisate. Dem entgegengesprach Breeding [12] den lichthärtenden Kunststoffen eine höhere Schrumpfung zu. Die höchste Schrumpfung stellte Dixon [34] bei Autopolymerisaten fest. Lichthärtende Kunststoffe lagen in seinen Versuchen besser als Autopolymerisate. Allerdings waren auch die von Dixon getesteten Heißpolymerisate besser als die Photopolymerisate. Danesh stellte in seiner Veröffentlichung aus dem Jahre 2003 fest, dass es starke Schwankungen bezüglich der Schrumpfung bei der Gruppe der Photopolymerisate gibt. So war das von ihm mit der geringsten Schrumpfung getestete Material ein lichthärtender Kunststoff im Vergleich zu dem Autopolymerisat. Allerdings war das schlechteste Material ebenfalls ein

lichthärtender Kunststoff. Zwischen diesen Materialien lagen große Unterschiede.

Das im Methylmethacrylat verbleibende Restmonomer bzw. die Abgabe von Restmonomer an die Umgebung ist einer der entscheidenden Nachteile der Kunststoffe. Als bereits Fisher [44] 1954 entdeckte, dass das in Polymerisaten befindliche Monomer für Allergien verantwortlich sein kann, suchte man nach Alternativen. Fakt ist, dass in lichthärtenden Kunststoffen kein Restmonomer vorhanden ist. Heißpolymerisate weisen aufgrund der Werkimmanenten Verarbeitung wesentlich weniger Restmonomer auf als Autopolymerisate. Zu dieser Aussage kamen Szabó et al. [133] und Vallittu et al. [137], die hier nur exemplarisch zu nennen sind. Szabó et al. [133] stellten zu dem die Frage, ob das aus dem lichthärtenden Kunststoff austretende Urethandimethacrylat mit dem Methylmethacrylat überhaupt verglichen werden kann. Rose et al. [114] widmeten sich dieser Fragestellung in einem ihrer Versuche und untersuchten die Zytotoxizität. Sie kamen zu dem Ergebnis, dass Urethandimethacrylat zwar einzeln gesehen toxischer ist als Methylmethacrylat, aber aufgrund der wesentlich geringer austretenden Menge ein geringeres Gesundheitsrisiko darstellen. Zwar sind weitere Untersuchungen für die Beantwortung der Frage noch nötig, jedoch sind die Ergebnisse von Rose et al. vielversprechend und lassen aus der Sicht, Photopolymerisate nicht nur als Alternative zu Auto- und Heißpolymerisaten zu. Zu den Autopolymerisaten traf obendrein 1984 Rosiwall [116] die Aussage, dass es unterschiedliche Konzentrationen von Restmonomer bei unterschiedlichsten Verarbeitungsmethoden gibt.

Bei der Thematik der biologischen Eigenschaften wurden unterschiedlichste Eigenschaften getroffen. So konnte Blanchet [8] 1982 die gesundheitsschädigende Wirkung von Monomerdämpfen zwar nachweisen, jedoch stand dieser Versuch in keinem Verhältnis zu der regulären und unter klinischen Verhältnissen stehende Anwendung. Jacobson [62] und Estlander [43] trafen die Aussage, dass dentale Kunststoffe ein Gesundheitsrisiko darstellen würden, jedoch konnte nach Meinungen von anderen Autoren wie Kanerva keine Assoziation gefunden werden. Kanerva [66] führte patch-Tests an, die ergaben, dass

Urethandimethacrylat keine Hautreaktion ergaben, jedoch andere in lichthärtenden Kunststoffen befindliche Bestandteile. Zu bemerken ist dazu, dass wirkliche Langzeitergebnisse, wie sie für Heißpolymerisate vorliegen, noch fehlen und weitere Untersuchungen ausstehen.

Schlussfolgernd lässt sich also sagen, dass nicht nur die verkürzte Verarbeitungszeit einen Vorteil für die lichthärtenden Kunststoffe ergibt [35, 36, 74]. Die Verarbeitungszeit lässt sich in so fern verkürzen, da ein genaues modellieren und das aushärten bei einer bestimmten Wellenlänge einen klaren Zeitvorteil bringt. Zwar muss das Photopolymerisat auch ausgearbeitet und poliert werden, um Rauigkeiten [35] und die gesundheitsschädliche Sauerstoffinhibitionsschicht zu entfernen [114], das Anmischen und lange Auspolymerisieren aber entfällt.

Des Weiteren spricht wohl auch die restmonomer- und monomerdampffreie Arbeit für den Werkstoff.

Somit lässt sich sagen, dass die Tendenz nach Beurteilung des Entwicklungsstandes eher zu den lichthärtenden Kunststoffen geht/gehen sollte. Es entwickelte sich, bezogen auf die Materialeigenschaften, von einem eher nachteiligen Material zu einem in der heutigen Literatur beschriebenen gleichwertigen bis besseren Material, was auf den Vergleich zu Heiß- und Autopolymerisaten bezogen ist.

Jedoch sollte bedacht werden, dass die Anzahl der in der Literatur positiv erwähnten Eigenschaften im Vergleich zu den über den gesamten Zeitraum gemachten Aussagen noch zu gering sind. Demnach stehen für eine endgültige Aussage noch unterschiedliche Untersuchungen aus.

Aufgrund der viel versprechenden Tendenz der lichthärtenden Kunststoffe gegenüber der Auto- und Heißpolymerisate stellen erstere für die Zukunft vielleicht nicht nur eine Alternative dar, sondern finden auch in ihren praktischen Anwendungen ihre Begründung.

10 Zusammenfassung

Diese Literaturübersicht befasst sich mit Kunststoffen, die bei der Anwendung und Herstellung von Aufbissschienen verarbeitet werden. Dies sind zum einen die seit Anfang des letzten Jahrhunderts erhältlichen und immer noch gern verwendeten Heiß- und Autopolymerisate, sowie die neueren lichthärtenden Kunststoffe.

Die individuellen Aufbissschienen werden sowohl in der Therapie des Bruxismus, bei Parafunktionen, okklusalen Differenzen, muskulären Verspannungen, Korrektur der Kiefergelenkslage und zur Zuordnung der Kiefer im Rahmen der Orthognathen Chirurgie.

Dabei wird insbesondere auf die Historie der Kunststoffentwicklung eingegangen sowie auf das Anwendungsgebiet in der orthognathen Chirurgie.

Bei der Herstellung von herausnehmbaren Geräten, unterliegen die Kunststoffe in der Mundhöhle sowohl physikalischen als auch biologischen Veränderungsprozessen. Es sollte anhand der zur Verfügung stehenden Datenbanken nach Literatur gesucht werden, die eine Übersicht über Nachteile und Vorteile dieser einzelnen Kunststoffe geben. Diese sollten ihre Anwendungsmöglichkeit unterstreichen oder Alternativen darstellen.

Untersucht wird die Literatur einerseits auf physikalische Eigenschaften, wie Biegefestigkeit, Wasseraufnahme, Schrumpfung, Restmonomergehalt – aber auch auf klinische Eigenschaften mit ihren biologisch abhängigen Faktoren.

Dabei nahm im Laufe des Untersuchungszeitraumes die Biegefestigkeit der Photopolymerisate so weit zu, dass diese mit den Heißpolymerisaten, was ihre Materialeigenschaft angeht, durchaus vergleichbar sind. Eine geringere Schrumpfung und Dimensionsstabilität nahm mit den Jahren ebenfalls zu und überragte die der anderen Kunststoffe. Da der Restmonomergehalt bei den lichthärtenden Kunststoffen keine Bedeutung hat, sahen alle Autoren einen kla-

ren Vorteil dieses Werkstoffes. Lediglich die Wasseraufnahme der Photopolymerisaten lies sich überwiegend als negativ beurteilen.

Zu dem zeigte sich, dass die Materialeigenschaften der lichthärtenden Kunststoffe eine ständige Verbesserung mit sich brachten.

So waren sie anfangs den Heißpolymerisaten weit unterlegen und den Autopolymerisaten bezüglich der Dimensionsstabilität und Härte bestenfalls gleichgestellt. Letztendlich entwickelten sich diese aber soweit, dass zum heutigen Zeitpunkt der Entwicklung gesagt werden kann, dass lichthärtende Kunststoffe mindestens eine gute Alternative zu den herkömmlichen Kunststoffen darstellen.

Obwohl weiterhin zu klären bleibt, wie die Biokompatibilität und physikalischen Eigenschaften zu bewerten sind, stellen die lichthärtenden Kunststoffe mittlerweile trotzdem eine Alternative zu Heißpolymerisaten und Autopolymerisaten dar.

11 Literaturverzeichnis

1. Alsawaf MM, Segal R, Tabatabai A, McKinstry RE (1991) The use of visible light-cured resin system in maxillofacial prosthetics and neuro-orthopedic surgery. *J Prosthet Dent.* 66: 369-76
2. Andreopoulos AG, Eng C, Polyzois GL (1994) Repair of denture base resin using visible light-cured materials. *J Prosthet Dent.* 72: 462-8
3. Antonopoulos AN (1978) Dimensional and occlusal changes in fluid resin dentures. *J Prosthet Dent.* 39: 605-15
4. Bath P, Soltész U, Klaiber B (1985) Polymerisationsschrumpfung, Wasseraufnahme und Quellung von ausgewählten Komposit-Füllungsmaterialien. Report W2/85 von Fraunhofer-Institute für werkstoffmechanik
5. Bays RA, Fonseca RJ, Turvey TA (1978) Single arch stabilisation devices for segmental orthognathic surgery. *Oral surg.* 46: 467-76
6. Becker C.M., Kaiser D.A., Lemm R.B. (1974) A simplified technique for fabrication of night guards. *J Prosthet Dent.* 32: 582-9
7. Beumer J, Firtell DN, Curtis DA (1979) Current concepts in cranioplasty. *J Prosthet Dent.* 42: 67-77
8. Blanchet LJ, Bowman DC, McReynolds HD (1982) Effects of methyl methacrylate monomer vapors on respiration and circulation in unanesthetized rats. *J Prosthet Dent.* 48: 344-48
9. Block MS, Hoffmann D (1987) a removable orthognathic surgical splint. *J oral maxillofac Surg* 45:195

10. Blümler G (1965) Vergleichende Untersuchungen über Art und Menge des Restmonomergehaltes bei dem Prothesenwerkstoff Piacryl IM, Dtsch. Stomat., 15: 651-58
11. Brady TA, Pelle JP (1996) Simplified repositioning splint construction. JCO, 30: 578-580
12. Breeding LC, Dixon DL, Lund PS (1991) Dimensional changes of processed denture bases after relining with three resins. J Prosthet Dent. 66: 650-6
13. Breustedt A, Kunth D, Tappe A (1978) Vergleichende werkstoffkundliche Untersuchungen an verschiedenen Dentalplasten – Teil I. Deutsche Stomat. 4: 248-57
14. Boero RP (1989) The physiology of splint therapy: a literature review. Angle Orthod. 59:165-180
15. de Boever J, McCall WD, Holden S, Ash MM (1978) Functional occlusal forces: an investigation by telemetria. J Prosthet Dent. 40: 326
16. Bocca AP, Kittur MA, Gibbons AJ, Sugar AW (2002) A new type of occlusal wafer for the orthognathic surgery. British J of Oral and maxillofacial surgery 40: 151-52
17. Bohnenkamp DM (1996) Dimensional stability of occlusal Splints. J Prosthet Dent. 75: 262-8
18. Capp NJ (1999) Occlusion and splint therapy. British Dental journal 186: 217-22
19. Carraro JJ und Caffesse RG (1978) Effect of occlusal splints in TMJ symptomology. J Prosthet Dent 40: 563-6

20. Consani RLX, Domitti SS and Consani S (2002) Effect of a new tension system, used in acrylic resin flasking, on the dimensional stability of denture bases. *J Prosthet Dent.* 88: 285-89
21. Cucci ALM, Giampaolo ET, Leonardi P, Vergani CE (1996) Unrestricted linear dimensional changes of two hard chairside reline resins and one heat-curing acrylic resin. *J Prosthet Dent.* 76: 414-17
22. Curtis DA, Egglestone TL, Marshall SJ, Watanabe LG (1989) Shear bond strength of visible-light-cured resin relative to heat-cured resin. *Dent Mater* 5: 314-18
23. Clarke NG, Townsend TG, Carey SE (1984) Bruxing patterns in man during sleep. *J Oral Rehabil* 11: 123-7
24. Clark GT (1984) treatment of jaw clicking with temporomandibular repositioning. Analysis of 25 cases *Cranio* 2: 263-70
25. Clark GT, Lanham F, Flack VF (1988) Treatment outcome results for consecutive TMJ clinic patients. *J Craniomandib Disor.* 2: 87-95
26. Cranin AN, Dennison TA (1969) Simplified method of fixation after segmental orthognathic surgery. *J Oral Surg.* 31: 109-12
27. Cole JR 2nd, Staples AF (1976) Correction of diastemas by anterior osteotomy and midline osteotomy. *J Oral Surg.* 34: 651-53
28. Cook WD, Forrest M, Goodwin AA (1999) A simple method for the measurement of polymerization shrinkage in dental composites. *Dental Materials* 15: 447-49
29. Csaszar GR, Niederdellmann H (2000) Reliability of bimaxillary surgical planning with the 3-D orthognathic surgery simulator. *Int J Adult Orthodon Orthognath Surg.* 15: 51-8

30. Danesh G, Mischke K-L, Lippold C, Varzideh B, Reihnhardt K-J, Ehmer U (2003) Polymersiationsschrumpfung verschiedener Licht- und autopolymerisierender Schienenkunststoffe. *J Orofac Orthop.* 2004, 65:557.
31. Danilewicz-Stysiak Z (1980) Experimental investigation on the cytotoxic natureof methyl methacrylate. *J Prosthet Dent.* 44: 13-16
32. DIN EN ISO 1567. Dentistry-denture base polymers. Berlin: Beuth-Verlag 2000.
33. DIN EN ISO 10477. Kronen- und Brückenkunststoff. Deutsche Fassung. Berlin: Beuth-Verlag 1995.
34. Dixon DL, Breeding LC, Ekstrand KG (1992) Linear dimensional variability of three denture base resins after processing and in water storage. *J Prosthet Dent.* 68: 196-200
35. dos Santos J. Jr, Gurklis M. (1995) Chairside fabrication of occlusal bite-plane splints using visible light cured material. *Cranio* 13:131-136
36. dos Santos J. Jr., Park J.G., Re G.J. (2000) Patient preference between visible light-cured and heat-cured acylic Splints. *Am J Dent* 13: 305-307
37. Dyer R.A. and Howlett J.A. (1994) Dimensional stability of denture bases following repair with microwave resin. *J Dent* 22: 236-241
38. Dyer PV, Coghlan KM (1998) A Splint designed for easy fixation and release during orthognathic surgery. *J Ir Dent Assoc.* 44: 7-8
39. De Massiac G., Gueguen P., Blanc J.L., Mercier J. (1998) Orthodontic preparation for orthognathic surgery. Various specific points. *Rev Stomatol Chir Maxillifac.* 99: 11-9
40. Eden SE, Kerr WJ, Brown J (2001) A clinical trial of light cure acrylic resin for orthodontic use. *J Orthod.* 29:51-55

41. Engel U, Motsch A (1994) Adhäsive Füllungstechnologie-Werkstoffkunde und Füllungstechnik. Göttingen
42. Eli I, Weiss E, Littner MM, Drutman M (1986) Sequentially light-cured composites Strength of bond between layers. J Prosthet Dent. 56: 158-61
43. Estlander T, Rajaniemi R, Jolanki R (1984) Hand dermatitis in dental technicians. Contact Dermatitis 10: 201-205
44. Fisher AA (1954) Allergic Sensitization of the skin and oral Mucosa to acrylic denture Materials. J Am Med Assoc. 156: 238-242
45. Fisher AA (1979) Paresthesia of the fingers accompanying dermatitis due to methylmethacrylat. Contact Dermatitis 5: 56-7
46. Fletcher AM, Purnaveja S, Amin WMM Ritchie GM, Moradians S, Dodd AW (1983) the level of residual monomer in self curing denture base materials. J. Dent Res. 62 :118-20
47. Fridrich KL., Williamson LW (1989) Modification of the interocclusal splint for the orthognathic surgery. J Oral maxillofac Surg. 47:96-97
48. Fries IB, Fisher AA, Salvati EA (1975) Contact dermatitis in surgeons from methylmethacrylate bone cement. J Bone Joint Surg AM. 57: 547-9
49. Fuhr K, Reiber Th (1996) Kronenprothetik, Urban& Schwarzenberg, München Wien Baltimore
50. Geis-Gerstorfer J (1991) Polymerization shrinkage and water sorption of light-cured composite. J Dent Res 70: 740-4
51. Giaoui L, Leyder P (2000) Peroperative use of a silicone occlusal block for palatal and lingual support in orthognathic surgery. Rev Stomatol Chir Maxillofac. 101: 259-62

52. Giunta J, Zablotsky N (1974) Allergic stomatitis caused by self-polymerizing resin. *Oral surgery*, 41: 631-37
53. Habal MB, Leake DL, Maniscalco JE (1976) A new method for reconstruction of major defects in the cranial vault. *Surg Neurol*. 6:137-38
54. Hanamura H, Houston F, Rylander H, Carlsson GE, Haraldson T, Nyman S (1987) Periodontal status and bruxism. A comparative study of patients with periodontal disease and occlusal parafunctions. *J Periodontol*. 58: 173-76
55. Harzer W (1999) *Lehrbuch der Kieferorthopädie*. Carl Hanser-Verlag, München Wien
56. Helms CA, Katzenberg RW, Dolwick MF (1983) *Internal derangements of TMJ*. Reseach and education foundation, San Francisco
57. Hellwig-Klimek-Attin (1995) *Einführung in die Zahnerhaltung*. Urban & Schwarzenberg, 2. Aufl. München Jena
58. Hennicke A (1954) Prothesenstomatitis durch Restmonomer. *Dtsch. Stomat* 6: 24-28
59. Hennston-Petterson A, Wictorin L (1981) The cytotoxicity effect of denture base polymers. *Acta Odontol Scand*. 39:101-06
60. Hernandez R, Hernandez R (1993) Construction of a bite plane with light cured resin. *J Clin Orthod*. 27: 16
61. Hugget R, Zissis A, Harrison A, Dennis A (1992) Dimensional accuracy and stability of acrylic resin denture bases. *J Prosthet Dent*. 68: 634-40
62. Jacobsen N, Hensten-Pettersen A (1989) Occupational health problems and adverse patient reactions in orthodontics. *Eur J Orthod* 11: 254-64
63. Jagger RG (1996) Dimensional accuracy of thermoformed polymethyl methacrylate. *J Prosthet Dent*. 76: 573-5

64. Jorge JH, Giampaolo ET, Machado AL, Vergani CE (2003) Cytotoxicity of denture base acrylic resins: A literature review. *J Prostet Dent.* 90: 190-3
65. Kahl-Nieke (1995) Einführung in die Kieferorthopädie. Urban&Schwarzenberg, 2.Aufl. München Jena
66. Kanerva L, Estlander T, Jolanki R (1994) Occupational skin allergy in the dental profession. *Dermatol Clin.* 12: 517-32
67. Kedjarune U, Charoenworluk N, Koontongkaew S (1999) Release of methyl methacrylate from heat-cured and autopolymerized resins. *Aust. Dent J.* 44: 25-30
68. Kent J, Reid R, Hinds EC (1969) Use of of Acrylic Splint without intermaxillary fixation for anterior Alveolar Osteotomy. *J Oral Surg.*, 27: 11-4
69. Köle H (1959) Surgical Operations on the Alveolar Ridge to Correct Occlusal Deformities. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol.* 12: 277-288, 413-420, 515-529
70. Körber K, Ludwig K (1982) Zahnärztliche Werkstoffkunde und Technologie. Stuttgart, Thieme Verlag
71. Kullmann W (1990) Grundlagen zahnärztlicher Restaurationskunststoffe. In Kullmann W., Atlas der Zahnerhaltung mit Glasionomer-Zementen und Kompositkunststoffen. Carl Hanser Verlag, München Wien
72. Lamb DJ, Ellis B, Priestley D (1982) Loss in water of residual monomer from autopolymerizing dental acrylic resin. *Biomaterials* 3:155-59
73. Lamb DJ, Ellis B, Priestley D (1983) The effect of process variables on levels of residual monomer in autopolymerizing dental acrylic resin. *J Dent.* 11: 80-88

74. Landes C (2001) Photocure acrylic individual splints in orthognathic surgery. Oral surgery, oral Med, Oral Pathol, Oral Radiol Endod. 92: 601
75. Laskin DM, Block S (1986) Diagnosis and treatment of myofacial pain-dysfunction (MPD) syndrome. J Prothet Dent. 56: 75 - 84
76. Latta GH jr, Bowles WF^{3rd}, Conkin JE (1990) Three- dimensional stability of new denture base resin system. J Prosthet Dent. 63: 654-61
77. Lefebvre CA, Knoernschild KL, Schuster GS (1994) Cytotoxicity of elu-ates from light-polymerized denture base resins. J Prosthet Dent. 72: 644-50
78. Li Y, Swartz ML, Phillips RW, Moore BK, Roberts TA (1985) Effect of filler content and size on properties of composites. J Dent Res. 64:1396-401
79. Lundh H, Westesson PL, Kopp S, Tillstrom B (1985) Anterior reposotion- ing splint in the treatment of temporomandibular joints with reciprocal- clicking: comparison with flat occlusal splint and an untreatment control group. Oral Surg Oral Med Oral Pathol. 60: 131-36
80. Lutz F, Krejci I, Frischknecht A (1992) Praxis-Fortbildung Lichtpolymeri- sationsgeräte. Schweizer Monatsschr Zahnmed. 102: 5
81. Lotzmann U (1989) Die Prinzipien der Okklusion-Grundwissen für Zahn- techniker. Dental labor fachbuch reihe Verlag neuer Merkur GmbH
82. Lowell JD, Davies JA, Bennett AH (1975) Bladder fistula following total hip replacement using soft curing acrylic. Clin Orthop Relat Res. 11: 131-33
83. Mankovich NJ, Curtis DA, Kagawa T, Beumer J^{3rd} (1986) Comparison of computer-based fabrication of alloplastic cranial implants with conven- tional techniques. J Prosthet Dent. 55: 606-09

84. al-Mulla MA, Huggett R, Brooks SC, Murphy WM (1988) Some physical and mechanical properties of a visible light-activated material. *Dent Mater.* 4: 197-200
85. Machado AL, Vergani CE, Giampolo ET, Pavarina AC (2002) Effect of a heat-treatment on the linear dimensional changes of a hard chairside reline resin. *J Prosthet Dent* 88: 611-15
86. Manns A, Miralles R, Guerrero F (1981) The changes in electrical activity of the postural muscles of the mandible upon varying the vertical dimension. *J Prosthet Dent.* 45: 438- 45
87. Manns A, Miralles R, Santander H, Valdivia J (1983) Influence of the vertical dimension in the treatment of myofascialpain-dysfunction syndrome. *J Prosthet Dent.* 50: 700-9
88. Marxkors R, Meiners H (1978) Taschenbuch der zahnärztlichen Werkstoffkunde. Hanser Verlag. München-Wien
89. Marxkors R (2000) Lehrbuch der zahnärztlichen Prothetik. 3. überarbeitete und erweiterte Auflage, Deutscher Zahnärzte Verlag
90. Mohnac AM (1966) Maxillary Osteotomy in Management of Occlusal Deformities. *J Oral Surg.* 24: 305-317
91. Matsumoto H, Gres JE, Marker VA, Okabe T, Ferracane JL, Harvey GA (1986) Depth of cure of visible light-cured resin: clinical simulation. *J Prosthet Dent.* 55: 574-577
92. Mörmann WH (1982) Komposit-Inlays: Marginale Adaption, Randdichtigkeit, Porosität und okklusaler Verschleiß. *Dtsch Zahnärztl Z* 37: 438-441
93. Myers D, Wiesenfeld D (1995) Hydroplastic – a new material for orthognathic surgical splints. *Br J Oral Maxillofac Surg.* 33: 110-11

94. Nealy ET, Del Rio CE (1969) Stomatitis Venenata Reaction of a patient to acrylic Resin. J Prosthet Dent. 2: 480-84
95. Nelson MW, Kotwal KR, Sevedge SR (1991) Changes in vertical dimension of occlusion in conventional and microwave processing of complete dentures. J Prosthet Dent. 65: 306-08
96. Nespeca JA, Trammell GW und Downs RH (1986) A platform splint for orthognatic surgery. Oral Surg Oral Med Pathol. 62: 7-9
97. Nethercott JR, Jakubovic HR, Pilger C, Smith JW (1983) Allergic contact dermatitis due to urethane acrylate in ultraviolet cured inks. Br J Ind Med. 40: 241-50
98. Ogle RE, Sorensen SE, Lewis EA (1986) A new visible light-cured resin system applied to removable prostodontics. J Prostet Dent. 4: 497-506
99. Okeson JP, Kemper JT, Moody PM (1982) a study of the use of occlusion splints in the treatment of acute and chronic patients with cranio-mandibular disorders. J Prosthet Dent. 48: 708-12
100. Ottil P, Schmitz C, Janda R, Weigl P (1995) Vergleichende werkstoffkundliche Untersuchungen licht-, heiß- und autopolimerisierender Kunststoffe für Aufbissschienen. Deutsch Zahnärztl Z. 50: 471-74
101. Ottil P, Janda R, Tappe A, Lauer H-Ch (1997) Die Bestimmung der Abrasionsfestigkeit von Licht-, heiß- und kaltpolimerisierenden Schienenkunststoffen 52: 342-46
102. Paffenbarger GC, Nelson RJ, Sweeney WT (1953) Direct and indirect filling resins: a review of some physical and chemical properties. J Am Dent Assoc. 47: 516-24
103. Paffenberger (1994) Adhäsive Füllungstechnologie. Werkstoffkunde und Füllungstechnik der Universität Göttingen 1: 4

104. Pavone BW (1985) Bruxism and its effect on natural teeth. *J. Prostet Dent.* 53: 692 -6
105. Pfeiffer P, Rosenbauer EU (2004) Residual methyl methacrylate monomer, water sorption and water solubility of hypoallergenic base materials. *J Prosthet Dent.* 92: 72-8
106. Posselt U, Wolf I (1963) Treatment of bruxism by bite guards and bite plates. *J Can. Dent. Assoc.* 29: 773
107. Posselt U (1968) *Physiology of Occlusion and Rehabilitation* 2nd ed. Philadelphia, F.A. Davis Co.
108. Pow EH, Chow TW, Clark RK (1998) Linear dimensional changes of heat-cured acrylic resin complete dentures after relining and rebase. *J Prosthet Dent.* 80 238-45
109. Puckett AD, Smith R (1992) Method to measure the polymerization shrinkage of light –cured composites. *J Prosthet Dent.* 68: 56-8
110. Quast D, Viohl J, Dermann K, Venz S (1986) Chemische Zusammensetzungen In: Viohl J, Dermann K, Quast D, Venz S, *Die Chemie zahnärztlicher Füllungskunststoffe.* Carl Hanser Verlag, München Wien
111. Ramfjord SP, Ash MM (1971) *Occlusion* 2nd ed Philadelphia: WB Saunders. 248-50
112. Rickles NH (1972) Allergy in Surface Lesions of the Oral Mucosa. *Oral Surg Oral Med Pathol.* 33 744-54
113. Ripley JF, Steed DL, Flanary CM (1982) A composite surgical Splint for dual Arch Orthognathic surgery. *J Oral Maxillofac Surg.* 40: 687-88
114. Rose EC, Bumann J, Jonas IE, Kappert HF (2000) Beitrag zur biologischen Beurteilung kieferorthopädischer Kunststoffe. *J Orofacial Orthopedics* 61: 246-57

115. Rosenberg FA, di Stefano JF, Byers SS (1976) Adhesive Bonding of arch bars for Maxillomandibular Fixation, *J Oral Surg.* 34: 651-53
116. Rossiwall B, Newesely H, Bartels R (1984) Verarbeitung und Bewertung von KFO-Autopolimerisaten. *Fortschr Kieferorthop.* 45: 403-13
117. Rugh JD, Solberg WK (1975) Electromyographic studies of bruxist behaviour before and during treatment. *J Calif Dent Assoc.* 3: 56-9
118. Salim S, Sadamori S, Hamada T (1992) The dimensional accuracy of rectangular acrylic resin specimens cured by three denture base processing methods. *J Prosthet Dent.* 67: 879-81
119. Scheuermann et al (1981) Zum Restmonomergehalt von Prothesenwerkstoffen. *Dental Labor (Munch)*, 11: 1695-696
120. Schuchard T (1956) Ein Vorschlag zur Verbesserung der Drahtschienenverbände. *Dtsch. Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde* 24: 39-44
121. Schulte JK, Anderson GC, Sakaguchi RL, DeLong R (1987) Wear resistance of isosit and polymethyl methacrylate occlusal splint material. *Dent mater* 3: 82-4
122. Schwestka R, Engelke D, Kubein-Meesenburg D, Luhr HG (1990) Control of vertical position of the maxilla in orthognatic surgery: clinical application of the sandwich splint. *Int J Adult Orthodon Orthognath Surg* 5:133-36
123. Schwickerath H (1963) Über die Festigkeit der Prothesen-Basis-Materialien. *DZZ* 20: 55-61
124. Scuba JR, McLaughlin JP (1990) Simplified splint construction with light cured resin. *J Oral Maxillofac Surg.* 48: 1341-343
125. Seppäläinen AM, Rajaniemi R (1984) Local neurotoxicity of methyl Methacrylate among dental technicians. *Am J Ind Med.* 5: 471-477

126. Sheridan PJ, Koka S, Ewoldsen NO, Lefebvre CA, Lavin MT (1997) Cytotoxicity of denture base resins. *Int J Prothodont.* 10:73-7
127. Sheikholeslam A, Holmgren K, Riise C (1986) Clinical and EMG study of long term effects of an occlusal splint on the temporal and masseter muscles in patients with functional disorders and nocturnal bruxism. *J Oral Rehabil.* 13: 137-45
128. Spahl W, Budzikiewics H, Geurtsen W (1991) Eine Untersuchung zum Restmonomer- und Additivgehalt verschiedener lighthärtender Hybridkomposite. *Dtsch Zahnärztl Z.* 46: 471-75
129. Spreng M (1958) Stellungnahme zu Kunststoffen in der Zahnheilkunde. *Deutsche Stomat.* 8: 614-22
130. Staffort GD, Brooks SC (1985) The loss of residual monomer from acrylic orthodontic resin. *Dent Mater.* 4: 135-37
131. Steele JG, Wassell RW, Walls AW (1992) A comparative study of the fit and retention of interocclusal splints constructed from heat-cured and autopolymerized polymethylmethacrylate. *J Prosthet Dent.* 67: 328-30
132. Studer S, Schärer P (1991) Lighthärtender Prothesenkunststoff. *Schweizer Monatsschr. Zahnmed.* 101: 209-13
133. Szabo G, Staffort GD, Huggett R, Brooks SC (1987) The loss of residual monomer from denture base polymers coated with an ultraviolet light activated polymer. *Dent Mater.* 3: 64-6
134. Thompson VP, Williams EF, Bailes WJ (1979) Dental resins with reduced shrinkage during hardening. *J Dent Res.* 58: 1522-532
135. Vallittu PK, Miettinen V, Alakuijala P (1995) Residual Monomer content and its release into water from denture base materials. *Dent Mater* 11: 338-42

136. Vallittu PK (1996) Dimensional accuracy and stability of polymethyl methacrylate reinforced with metal wire or with continuous glass fiber. *J Prosthet Dent.* 75: 617-21
137. Vallittu PK, Ruyter IE, Buykuilmaz S (1998) Effect of polymerization temperature and time on the residual monomer content of denture base polymers. *Eur J Oral Sci.* 106: 588-93
138. Viohl J, Eickhoff A (1979) Wasseraufnahme und Löslichkeit von Füllungskunststoffen in Abhängigkeit vom Mischungsverhältnis beziehungsweise von der Bestrahlungszeit. *Dtsch Zahnärztl Z.* 34: 687-90
139. Wallace PW, Graser GN, Myers ML, Proskin HM (1991) Dimensional accuracy of denture resin cured by microwave energy. *J Prosthet Dent.* 66: 403-9
140. Weaver RE, Goebel WM (1980) Reactions to acrylic resin dental prostheses. *J Prosthet Dent.* 43: 138-42
141. Wiechmann D, Ehmer U, Joos U, Dörr-Neudeck K (1997) Le procédé de double socle calibré préfabriqué-KDMMS. *Rev Stomatol Chir Maxillofac* 98: 91-95
142. Wong BW (1985) Innovations in orthognathic splint construction. *J Clin Orthodontics* 19: 750-56
143. Zakhari KN (1976) Relationship of investing medium to occlusal changes and vertical opening during denture construction. *J Prosthet Dent.* 36: 501-9

12 Anhang

12.1 Sonstige Ergebnisse

Sonstige Untersuchungen und Ergebnisse

Autor	Untersuchtes Material	Thematik des Versuchs	Ergebnis	Einheit
Breustedt [13]	Autopolymerisat	Granulagröße	0,001-0,009mm 0,053-0,233mm	mm
Breustedt [13]	Autopolymerisat	Polymerisationstemperatur	55,3+-0,8Grad C64,5+-1 Grad C	Grad Celsius
Europäische Norm (DIN-Iso) [32]	Heißpolymerisat Autopolymerisat Lichth.Kunst. Mikrowellenh. Kunststoff Thermoplastisch	Biegemodul	Min. 2000MPa Min. 1500MPa Min. 2000MPa Min. 2000MPa Min. 2000MPa	Mega- pascale
Ogle [98]	Bov. Enamel Heißpolymerisat Autopolymerisat Lichth.Kunst.	Bakterienanhaftung nach der Optischen Empfindlichkeit	1.Actinomyces naeslundii 2.Streptococcus Mutans 1. 940 2. 349 1. 717 2. 421 1. 478-518 2. 401-458 1. 414-432 2. 300-319	Anheftung von Bakterien
Ottl [100]	Lichth.Kunst. Heißpolymerisat Autopolymerisat	E-Modul	714 MPa 2365 Mpa 2438 Mpa	Mpa

Ottl [101]	Lichth.Kunst. Heißpolymerisat Autopolymerisat	Dichte	1,12-1,28 g/cm ³ 1,18 g/cm ³ 1,18g/cm ³	g/cm ³
Steele [131]	Heißpolymerisat Kaltpolymerisat	Subjektive Materialbeurteilung	Kaltpolymerisate mehr Brüche , mehr Porositäten und eine gehäufte Anzahl von Hohlräumen- diese Eigenschaften treten bei Heißpolymerisaten nicht auf	Subjektive beurteilung von Materialien

Tabelle 11: Ergebnisse und Untersuchungen die nicht Thematisch zugeordnet werden konnten

12.2 Lebenslauf

Persönliche Daten

Name: Michael Galuba
geboren: 22.06.1977 in Datteln
Anschrift: Schützengrund 15 44227 Dortmund
Familienstand: ledig
Staatsangehörigkeit: deutsch

Schulbildung

1984–1988 Grundschule an der Wilhelmstraße in Castrop-Rauxel
1988–1994 Willy-Brandt-Gesamtschule in Castrop-Rauxel
1994–1997 Gymnasiale Oberstufe der Willy-Brand-Gesamtschule in Castrop-Rauxel
Juni 1997 Abitur Willy-Brand-Gesamtschule in Castrop-Rauxel

Ersatzdienst

August 1997- September 1998 Krankentransportfahrer des Roten Kreuzes Castrop-Rauxel

Ausbildung

1998 – 2004 Studium der Zahnmedizin Westfälische Wilhelmsuniversität zu Münster
Seit Januar 2005 Zahnarzt
Feb 05 – März 06 Assistenz Zahnarzt tätig in der Praxis de Jonckheere, Olfens, Schwenker In Minden
Seit April 06 Assistenz Zahnarzt in der Praxis Dr. Frank Pawlak in Bochum

12.3 Danksagung

Mein erster Dank gilt Frau Professor Dr. U. Ehmer für die freundliche Überlassung des Themas sowie die Überlassung der wissenschaftlichen Einrichtungen der Poliklinik für Kieferorthopädie der Universitätsklinik zu Münster.

Ein besonderer Dank gilt Herrn Dr. G. Danesh für die ständige und unermüdliche Betreuung bei dieser Dissertation. Er unterstütze mich mit Ideen und Worten die zur Thematik und Fertigstellung dieser Dissertation nützlich waren.

Frau Dr. Nicola Kühne, meiner Lebensgefährtin, danke ich für die liebevolle Unterstützung bei der Anfertigung dieser Dissertation.

Meinen Eltern Doris und Hans-Dieter Galuba möchte ich für die Unterstützung während meines Studiums der Zahnheilkunde danken.

Herrn Dipl. Juristen Özgür Türk danke ich vielmals für die vielen Stunden Arbeit die er mit der Durchsicht dieser Dissertation verbracht hat.

Nicht zuletzt danke ich Herrn Pastor Uwe Kühne und Eva-Maria Kühne für die freundliche und herzliche Unterstützung