

Aus dem Centrum für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde
der Medizinischen Fakultät Charité – Universitätsmedizin Berlin

DISSERTATION

**Polymerisationstemperaturen, Härte- und Biegefestigkeit von
provisorischen Kronen- und Brückenmaterialien**

zur Erlangung des akademischen Grades
Doctor medicinae dentariae (Dr. med. dent.)

vorgelegt der Medizinischen Fakultät
Charité – Universitätsmedizin Berlin

von
Sabine Göbel
aus Berlin

Gutachter: 1. Prof. Dr. K.-P. Lange
2. Prof. Dr. K.-E. Dette
3. Prof. Dr. med. Dent. M. Walter

Datum der Promotion: 1. Juni 2008

INHALTSVERZEICHNIS

| | | |
|-------|--|----|
| 1 | EINLEITUNG | 5 |
| 2 | LITERATUR..... | 8 |
| 2.1 | Historischer Abriss..... | 8 |
| 2.2 | Temperaturschädigungen..... | 9 |
| 2.3 | Wärmeverhalten | 10 |
| 2.4 | Mechanische Eigenschaften | 13 |
| 2.5 | Materialeigenschaften und Funktion | 14 |
| 2.6 | Chemie der Autopolymerisate..... | 17 |
| 2.7 | Polymerisationsgrad und mechanische Eigenschaften..... | 20 |
| 2.8 | Biologische Verträglichkeit..... | 21 |
| 2.9 | Polymerisationswärme und Dentalgewebe | 22 |
| 2.9.1 | Dentindicke und Kontaktfläche | 23 |
| 2.9.2 | Polymerisationsvolumen..... | 24 |
| 2.9.3 | Maximaltemperatur | 24 |
| 2.9.4 | Gesamtwärmemenge pro Zeiteinheit..... | 25 |
| 3 | AUFGABENSTELLUNG | 26 |
| 4 | MATERIAL UND METHODEN | 28 |
| 4.1 | Untersuchte Materialien | 28 |
| 4.2 | Beschreibung und Verarbeitung der verwendeten Materialien | 30 |
| 4.3 | Das Thermoelement | 34 |
| 4.4 | Herstellung der Prüfkörper zur Bestimmung der Polymerisationswärme | 37 |
| 4.5 | Messung der Polymerisationstemperatur - Versuchsdurchführung | 38 |
| 4.6 | Herstellung der Prüfkörper für die Biegebruchfestigkeits- und Härtebestimmung..... | 40 |
| 4.7 | Härteprüfung – Versuchsdurchführung..... | 40 |
| 4.8 | Messung der Biegebruchfestigkeit – Versuchsdurchführung..... | 42 |

| | | |
|-------|--|----|
| 5 | ERGEBNISSE | 43 |
| 5.1 | Materialverarbeitung | 43 |
| 5.2 | Polymerisationswärme Temperatur-Zeitverlauf und Maximaltemperatur .. | 44 |
| 5.2.1 | Silikon (Messreihe 1) | 44 |
| 5.2.2 | Tiefziehfolie (Messreihe 2) | 55 |
| 5.3 | Biegebruchfestigkeit und Biegemoment..... | 67 |
| 5.4 | Härte | 71 |
| 6 | DISKUSSION..... | 75 |
| 7 | ZUSAMMENFASSUNG..... | 82 |
| 8 | LITERATURVERZEICHNIS..... | 84 |
| 9 | DANKSAGUNG | 91 |
| | ERKLÄRUNG | 95 |

1 EINLEITUNG

Für die restaurative Zahnheilkunde stellt der provisorische Schutz beschliffener Zähne eine unumgängliche Forderung dar. Diese prophylaktischen Behandlungen verlangen eine natürlich-ästhetische und leicht entfernbarere Versorgung mit provisorischen Kronen und Brücken, die der Natur gerecht werden. Neben dem Schutz des Zahnstumpfes gegen äußere Einflüsse sind die Erhaltung der Bisslage, und die funktionell und ästhetisch befriedigende Wiederherstellung der Zahnform nach der Präparation die wichtigsten Aufgaben. Die dabei verwendeten Materialien müssen während der vorgesehenen Verweildauer im Munde bestimmten Anforderungen gerecht werden. Dazu gehören: Unbedenklichkeit für das umliegende Gewebe, kurze und einfache Verarbeitung, ausreichende Härte und Abrasionsfestigkeit, Farbstabilität, glatte Oberfläche, Festigkeit, Elastizität und Reparaturfähigkeit (Tabelle 1).

Tabelle 1: Funktionelle- und Materialanforderungen an Provisorien zum Schutz beschliffener Zähne.

| Funktionelle Anforderungen | Materialanforderungen |
|-----------------------------------|---|
| Wiederherstellen der Kaufunktion | Biokompatibilität |
| Schutz des präparierten Zahnes | Keine schädigenden Nebeneffekte |
| Schutz des Parodontiums | Hygienefähigkeit (glatte Oberfläche) |
| Wiederherstellen der Phonetik | Leichte, schnelle Verarbeitung |
| Wiederherstellen der Ästhetik | Härte, Farbstabilität, Festigkeit, Elastizität Wirtschaftlichkeit und Reparaturfähigkeit |

Bezüglich der Tragedauer wird zwischen Kurz- (Tage/Wochen) und Langzeitprovisorien (Monate) unterschieden.

Die Provisorien können direkt im Munde des Patienten, auf dem Modell im zahntechnischen Labor oder durch eine Kombination beider Varianten hergestellt werden.

Direkt im Mund:

- Vor der Präparation der Zähne wird eine Situationsabformung aus Alginat oder Silikon genommen, die Zähne werden präpariert und anschließend wird die Abformung mit Kunststoff aufgefüllt und auf die Stümpfe zurückgesetzt. Nach einer bestimmten Aushärtungszeit wird der Abdruck entnommen und das Provisorium kann bearbeitet werden.
- Verwendung einer konfektionierten Frasaco-Krone – hier wird eine vorgefertigten Kunststoffhülse mit Kunststoff aufgefüllt und über den präparierten Zahnstumpf gestülpt. Nach Aushärtung des Kunststoffes kann die provisorische Krone bearbeitet und eingesetzt werden.
- Verwendung der alten Krone/Brücke – nach Schlitzung und Abnahme der alten Konstruktion wird diese nach der Präparation unterfüttert bzw. aufgefüllt und kann dann provisorisch eingesetzt werden.
- Verwendung von vorher (nach Abdrucknahme der Mundsituation) im Labor hergestellten Tiefziehfolien, die dann mit Kunststoff aufgefüllt werden.

Indirekt im Labor:

- Bevor man mit der Präparation der Zähne beginnt, wird eine Abformung vom Kiefer mit Alginat genommen.

Der Abdruck geht ins Labor und wird dort ausgegossen. Anschließend nimmt der Zahntechniker an den vorgesehenen Zähnen eine Präparation mit mehr Abtrag vor, die ähnlich der späteren im Mund gestaltet wird. Danach stellt er auf den vorpräparierten Zähnen ein Kunststoffprovisorium her, das später vom Zahnarzt nach seiner endgültigen Präparation der Zähne leicht unterfüttert und eingesetzt wird.

Kombinierte Variante:

- Sie wird bei der Herstellung großspanniger Brückenprovisorien verwendet. Vor der Präparation wird eine Alginatabformung genommen und aus dieser wird im Labor ein Situationsmodell hergestellt. Darauf werden die zu ersetzenden Zähne mit Wachs befestigt und darüber wird eine Tiefziehfolie gezogen. Im Munde werden dann die präparierten und ersetzten Zähne mit Kunststoff aufgefüllt.

Die klinische bzw. labortechnische Verarbeitung des Materials, die möglichst hohe Paßgenauigkeit während der Herstellung wie auch die Mitarbeit des Patienten hinsichtlich der Hygiene des Provisoriums während der Tragezeit erleichtern dabei, dass die Präparation korrekt abgeformt, die Schleimhaut von der Präparationsgrenze zurückgehalten wird und der definitive Zahnersatz später perfekt eingliedert werden kann.

Langzeitprovisorien versorgen die Stümpfe über einen längeren Zeitraum (über ein halbes Jahr). Die Gründe können z. B. Ausheilphasen nach operativen Eingriffen, Regulierungen der Bisslage, Reisen oder Krankheiten des Patienten sein. Sie können auch als Experimentierbrücken zur Abklärung von Farbverhältnissen dienen. Beim Brückenersatz können sie mit Metallen bzw. Legierungen verstärkt werden.

2 LITERATUR

2.1 Historischer Abriss

Durch den Aufschwung der Kunststoffchemie gegen Ende des 19. Jahrhunderts wurden auch die ersten zahnärztlich verwendbaren Kunststoffe verfügbar. Das von HATT 1868 erfundene Celluloid (Hekolith oder Coralix) wurde bald darauf durch die von KAHLBAUM 1880 entwickelten polymeren Acrylsäuremethylester und die von BAEKELAND 1907 synthetisierten Phenoplaste (Bakelite) abgelöst. Allerdings genügten diese Kunststoffe den hohen Anforderungen der Zahnmedizin noch nicht.

Der materialtechnische Durchbruch zur Herstellung provisorischer Kronen- und Brückenmaterialien (pK&B Materialien) für die Zahnheilkunde gelang in den 30er Jahren des 20. Jahrhunderts und wurde mit der Darstellung von Methacrylsäure (MA) durch BAUER [2] eingeleitet. Darauf aufbauend wurden selbsthärtende Polymethylmethacrylsäure (PMMA)-Kunststoffe (Kaltpolymerisate) entwickelt [11, 62], deren Nachteile in hoher Polymerisationsschrumpfung, geringer Abriebfestigkeit und Farbinstabilität lagen. Mit der Entwicklung der Bowen-Formel [7] konnten Kunststoffe mit entscheidend verbesserten Eigenschaften hergestellt werden [15, 43, 67]. Diese waren eine niedrigere Polymerisationstemperatur und -schrumpfung sowie Farbstabilität und Polierbarkeit. Heute werden diese Bis-GMA Composite vorrangig in der Zahnmedizin verwendet (EICHNER [15], VIOHL [67]).

Die zurzeit gebräuchlichen pK&B Materialien sind überwiegend autopolymerisierende Kunststoffe, die sich nach ihrem chemischen Aufbau in vier Gruppen einteilen lassen:

- Polymethylmethacrylate (PMMA)
- Höhere Methacrylate, z. B. Polybutylmethacrylat
- Epimin-Harze
- Bisphenol-A-Glycidylmethacrylate (Bis-GMA)

2.2 Temperaturschädigungen

Gegenwärtig spielt die Zeit eine wichtige Rolle bei der Herstellung von Provisorien. Die Kunststoffe sollten daher möglichst einfach und schnell anzumischen sein und ebenso schnell polymerisieren. Damit dies stattfinden kann, benötigt man als Ausgangsstoff viel Monomer – es kommt zu einer schnellen Reaktion, der Bildung kurzer Ketten, verbunden mit einem hohen Temperaturanstieg. Dieser Temperaturanstieg kann bei der Provisorienherstellung zu Schäden an der Pulpa und an der Schleimhaut führen. Bei der Einzelprovisoriumsherstellung sind die erreichten Temperaturen unkritisch für den Zahn und das umliegende Gewebe. Außerdem kann durch die Trägermasse der auftretende Temperaturanstieg teilweise kompensiert werden. Bei mehrgliedrigen provisorischen Brücken bildet sich dort, wo der Kunststoff an der Schleimhaut anliegt, jedoch ein Temperaturstau. Die Temperatur kann so hoch werden, dass es zu lokalen Verbrennungen der Schleimhaut kommen kann.

SCHUBERT [54] und ZACH und COHEN [74] ermittelten unabhängig voneinander die kritische Temperatur im Pulpacavum zur Vermeidung irreversibler Gewebsschädigungen mit unter 41,5 °C [54] bzw. unter 42,5 °C [74]. ZACH und COHEN [74] zeigten an Zähnen von Rhesusaffen, dass 15 % der Kronenpulpen bereits bei einer kurzzeitigen intrapulparen Temperaturerhöhung um 5,5 °C irreversibel geschädigt werden. STANLEY [60] fand sehr ähnliche Werte. Mit einer Steigerung der externen Temperatur um 5,5 °C, 10,5 °C und 15,0 °C wurden irreversible Schädigungen an 15 %, 60 % und 100 % der Pulpen von Rhesusaffenzähnen registriert. KLÖTZER et al. [28, 29, 30] beobachteten, dass im Vergleich zu anderen Ursachen für Pulpaschädigungen – wie beispielsweise

chemische durch Monomer verursachte Defekte oder Allergien – Wärmeeffekte eine dominante Rolle spielen.

2.3 Wärmeverhalten

Die Polymerisierungswärmeentwicklung heutiger pK&B Materialien wurde in einer Anzahl von Studien analysiert [1, 8, 19, 29, 35, 40, 46, 47, 52, 60, 61, 72, 73]. Dabei wurden experimentell vor allem die Rolle der wärmeableitenden Umgebung, die Wärmeableitung in die Pulpa und die Wärmeentstehung in der Reaktionsmasse untersucht. Die Abhängigkeit der Wärmentwicklung vom Volumen der Reaktionsmasse wurde bisher allerdings weitgehend vernachlässigt und nur bei SPRETER VON KREUDENSTEIN [59] wurde die Wärmeentwicklung in zwei verschiedenen Volumina untersucht. Dabei wurde eine Korrelation zwischen dem Volumen und der Maximaltemperatur gefunden.

Verschiedene Autoren untersuchten die Reaktionstemperaturen in Abhängigkeit vom Material bei konstantem Volumen. Dabei wurde teilweise auch die Wärmeleit- und Aufnahmefähigkeit des umliegenden Gewebes modelliert. BORCHERS und JUNG [5] untersuchten den Anstieg der Reaktionstemperatur an vier chemisch unterschiedlichen pK&B Materialien. Der Temperaturverlauf wurde in zylindrischen Proben von 7 mm Höhe und Durchmesser (ca. 350 mm³) in einer Silikonform unter Styropor-Wärmedämmung ermittelt. Es wurde von einer Umgebungstemperatur von 22,5 °C und einer Mundtemperatur von 32 °C ausgegangen. Als Messsonde diente ein Nickel-Chrom-Nickel-Thermoelement. Es wurde festgestellt, dass bei Schichtstärken von mehr als 2 mm die Wärmeentwicklung aller getesteten Materialien Schädigungen der Pulpa provozieren kann.

ANDERS und WELKER [1] untersuchten den Anstieg der Reaktionstemperatur an sechs verschiedenen pK&B Materialien. Jeweils 0,25 cm³ Reaktionsgemisch wurden in eine zahnkronenähnliche Form aus Tiefziehfolie eingebracht. Es wurde von einer Umgebungstemperatur von 24,0 °C und Mundtemperatur von 35,0 ± 1 °C ausgegangen. Als

Messsonde diente ein TMN-Heißleiter-Element (R20, 4,7 k Ω). Es wurden Temperaturen von 54–94 °C gemessen. Da diese Temperaturen pulpaschädigend sind, wurde geschlussfolgert, dass die getesteten Materialien nur bei ausreichender Wärmeableitung Kontakt mit vitalem Zahn und umliegenden Gewebe haben dürfen.

LENZ und LANG [36] testeten verschiedene pK&B Materialien hinsichtlich lokaler Zellschädigungen der Pulpa. Hier wurde die Messung in einem realen Pulpamodell direkt unter dem Pulpdach vorgenommen. Die angemischten Reaktionsmaterialien wurden praxisüblich im Abformnegativ auf den vorbereiteten Stumpf über das Pulpdach gesetzt. Es wurde von einer Umgebungstemperatur von 24,0 °C und Mundtemperatur von 37,0 °C ausgegangen. Als Messsonde diente ein Kupfer-Konstantan Mikrothermoelement (0,2 mm Durchmesser). Es wurden in Alginatabformmasse keine Temperaturen gemessen, die zur Pulpaschädigung führen. LAUER [34] und SCHNORBACH und SIEBERT [53] haben ähnlich zu LENZ und LANG [36] Temperaturmessungen direkt im Pulpacavum und gleichzeitig in der als provisorischer Schutz dienenden Reaktionsmasse vorgenommen. Zur Messung wurden Chrom-Nickel-Mantelelektroden [34], bzw. kalibrierte Kupfer-Konstantan-Thermoelemente [54] benutzt und die Temperaturverläufe mittels eines 2-Kanal-xt-Schreibers mit Operationsverstärker erfasst. An zwei von zehn [34] bzw. einem von drei [53] getesteten Materialien wurden Überschreitungen der Grenzwerte von 42,0 °C gemessen. WIRZ et al. [71] untersuchten an neun verschiedenen pK&B Materialien die Temperaturverläufe während der Polymerisation direkt im Zentrum der Reaktionsmasse (1,0 und 0,5 cm³) sowie im Pulpacavum. Der natürliche, präparierte Zahn befand sich während der Aushärtung in Silikon. Zur Messung wurden Thermosonden (Keithley) benutzt. In dieser Studie wurden bei einer Ausgangstemperatur von 24,0 °C Temperaturspitzen zwischen 32,0 °C und 80,0 °C gemessen und eine Abhängigkeit vom Volumen der Reaktionsmasse festgestellt. WIRZ hat in einer früheren Studie [70] zur Messung des Wärmeverlaufes Kupfer-Konstantan Thermoelemente und Schmelzpunktröhrchen eingesetzt. Es wurden Temperaturspitzen zwischen 19,0 °C und 61,0 °C gemessen. TJAN et al. [61] testeten vier chemisch verschiedene pK&B Materialien hinsichtlich der Polymerisations-Maximaltemperatur, wobei deren Abhängigkeit vom Matrizenmaterial untersucht wurde. Bei einer Basistemperatur von 30,0 °C wurden

an einem präparierten, menschlichen Molaren durch die direkte Methode im Pulpakavum Maximaltemperaturen zwischen 5,0 °C und 19,0 °C über der Basistemperatur gemessen, wobei ein erheblicher modulierender Effekt durch die Verwendung verschiedener Abformmaterialien (Alginat, Silikon) gemessen werden konnte.

DRISCOLL et al. [14] studierten die Polymerisations-Maximaltemperaturen an vier verschiedenen Materialien bei konstantem Volumen (Molar). Es wurden Temperaturerhöhungen bei allen Materialien gemessen, wobei PMMA signifikant schlechter und lichthärtende Materialien signifikant besser abschnitten. Ähnliche Resultate hinsichtlich PMMA Materialien wurden auch von PFEIFFER und SCHWICKERATH gefunden [44]. BURGESS et al. [9] benutzten acht verschiedene pK&B Materialien zur Polymerisations-Maximaltemperaturmessung bei konstantem Volumen (500 mm³). Es konnten Temperaturspitzen zwischen 58,5 °C und 95,6 °C gemessen werden. In dieser Studie produzierten Komposit Materialien signifikant weniger exotherme Hitze als Methacryl-Materialien. HARANTO et al. [24] untersuchten das Temperaturverhalten von Komposit-Kunststoffen unter Benutzung eines Chromel-Alumel Mantel-Thermoelementes in einer Gelatine kapsel (0,22 cm³). Es konnten kurzzeitige Temperaturerhöhungen um 10–18 °C gemessen werden (30–180 s), Temperaturen, die im kritischen Bereich für eine irreversible Pulpaschädigung liegen.

Bei der Untersuchung von Mischungsbedingungen wurde ein signifikanter Einfluss auf die Polymerisationstemperaturen gefunden. LIPPERT [37] untersuchte den Polymerisations-Temperaturverlauf an zehn pK&B Materialien bei verschiedenen Mischungsverhältnissen. Dabei wurde eine Apparatur entwickelt, die den Wärmeabtransport zum Zahnhalteapparat berücksichtigte. Es wurden Maximaltemperaturen bis zu 92,0 °C im Polymerisat gemessen. Unter Beachtung des Wärmeabtransportes wurde eine maximale Pulpatemperatur von 39,0 °C bestimmt. Auch ROTH [49] untersuchte den Polymerisationsverlauf von zehn verschiedenen pK&B Materialien in Abhängigkeit von der Anmischung bei konstantem Volumen (1320 mm³). Dabei wurden Maximaltemperaturen zwischen 42,5 °C und 57,0 °C gemessen, wobei tendenziell niedrigere Maximaltemperaturen und Gesamtwärmemengen für IBMA-Kunststoffe ermittelt wurden. Durch Änderung des Mischungsverhältnisses konnten Temperaturdifferenzen bis zu 17,0 °C erreicht werden.

2.4 Mechanische Eigenschaften

Härte und Biegebruchfestigkeit von pK&B Materialien sind entscheidend für deren Anwendbarkeit und wurden in einer Reihe vergleichender Studien analysiert. Dabei wurden insbesondere chemische Zusammensetzung, Anmischung und der Aushärtemodus der Werkstoffe berücksichtigt. DIEDRICHS et al. [13] bestimmten die mittlere statistische Grenzlast von Seitenzahnbrückenprovisorien verschiedener Materialien mit 354 N bei geringer Variabilität. BORCHERS und JUNG [6] bestimmten die Biegefestigkeit in Abhängigkeit von der chemischen Zusammensetzung des pK&B Materials und der Zeit. Sie fanden eine Steigerung der Biegefestigkeit nach 24 Stunden mit Werten zwischen 52 MPa (*Cronsin*) und 75 MPa (*Protemp*). Dabei waren Bis-GMA und PMMA Materialien Epimin Harzen und Polyisobuthylmethacrylat überlegen. Oftmals wurden zeitabhängige Veränderungen im Materialverhalten festgestellt. Auch RZANNY und WELKER [50, 51] und KOUMJIAN und NIMMO [32] untersuchten die Biegefestigkeit in Abhängigkeit von der Zeit. Bei Kompositen führten Lagermilieu, Lagerzeit und Temperatur zu Variationen von bis zu 50 %. WIRZ et al. [71] entwickelten ein Bewertungssystem für pK&B Materialien unter Berücksichtigung verschiedener chemisch-physikalischer Parameter, einschließlich Polymerisationstemperatur und Biegefestigkeit. Sie fanden eine extreme Variabilität der Biegefestigkeit, die zwischen etwa 90 N/mm² (*Provipont*) und unter 20 N/mm² (*Structur 2*) lag. MAYER [41] bestimmte Oberflächenhärte (Vickers), Biegebruchfestigkeit und Mikrostruktur von chemisch unterschiedlichen Materialien. Ein manuell anzumischendes Material (Snap) wies eine vergleichsweise niedrige Härte und Biegefestigkeit auf, während chemisch und dual härtende Materialien (auf PMMA und Bis-GMA – Basis) sowie Präparate, die sich hinsichtlich des Anmischvorganges unterscheiden hohe Werte erreichten (*Unifast*, *Protemp*, *Luxatemp*). Die höchsten Werte wurden bei *Provipont* gemessen. KOLLMANNSPERGER [31] untersuchte die Biegefestigkeit vier verschiedener UV-härtender Materialien, die zwischen 70 und 120 MPa lagen. Die Ergebnisse bestätigten eine gute Abstimmung von Werkstoff und UV-Härtung, wobei der Versuchsansatz so gewählt wurde, dass maximale Härtewerte erreicht werden. BISCHOFF-DAUFENBACH [4] untersuchte Biegebruchfestigkeiten und elastisches Verhalten an zehn pK&B Materialien. Zeitabhängigkeit, Anmischverfahren und chemische Zu-

sammensetzung wurden verglichen. Die Materialien ließen sich in vier Gruppen einteilen, wobei die Gruppe mit den höchsten Biege- und Elastizitätswerten aus PMMA Werkstoffen gebildet wurde und die mit niedrigeren Werten aus Epimin und IBMA Werkstoffen. Die geringsten Werte erreichte *Trim*, was mit dem Anmischverfahren und der chemischen Zusammensetzung begründet wurde

2.5 Materialeigenschaften und Funktion

Die unterschiedliche chemische Zusammensetzung und die variablen Polymerisationseigenschaften der genannten Materialien bedingen eine bisher nur ungenügend untersuchte Schwankungsbreite hinsichtlich der Erfüllung der aufgeführten kritischen Materialanforderungen (Tabelle 1) [16, 25, 38, 45, 66, 69]. Vergleichende Analysen der kritischen Materialeigenschaften sind deshalb notwendig, um:

- Die Zusammensetzung, Verarbeitung und Einsatzlimits der vorhandenen Materialien zu optimieren,
- Defizite offenzulegen und klinische Grenzwerte für jedes Material festzulegen,
- Risiken für die zahnmedizinische Praxis zu vermeiden,
- Materialneuentwicklungen zu unterstützen.

Nicht zuletzt setzt auch die rechtliche Absicherung des Praktikers Kenntnisse über materialeigene Risiken voraus [69].

Radikalische Polymerisationen verlaufen exotherm und können signifikante Wärmemengen freisetzen, wobei Temperaturmaxima erreicht werden, die weit über dem physiologischen Toleranzniveau liegen. Eine zu hohe Wärmeentwicklung bei der Polymerisation von pK&B Materialien kann erhebliche und irreversible Schädigungen der Pulpa und Gingiva verursachen. Es konnte gezeigt werden, dass irreversible Schädigungen bereits bei Temperaturen im Pulpacavum von über 41,5 °C [54] bzw. 42,5 °C [74] auftreten. Somit sind solche Werkstoffe und Polymerisationsbedingungen zu vermeiden,

bei denen ein verträgliches Temperaturlimit in einer für die zahnärztliche Praxis kritischen Zeit überschritten wird und aufgrund der verursachten Nebenwirkungen Biokompatibilität und Schutzfunktion nicht mehr gegeben sind [10, 26, 49, 52, 70].

Selbst bei praxisüblichen kommerziellen pK&B Materialien überschreiten die Polymerisationstemperaturen gelegentlich die Verletzungsgrenze und auch das Auftreten lokaler Verbrennungen konnte in der zahnärztlichen Praxis beobachtet werden. Solche Nebenwirkungen sind auch bei zügigem Arbeiten nicht auszuschließen. Das Vermeiden von Schädigungen erfordert daher eine fundierte Risikoabschätzung, Optimierung und Standardisierung der Polymerisationsreaktionen der verfügbaren Materialien.

Um eine solche Risikoabschätzung durchführen zu können, sind fundierte und praxisorientierte Kenntnisse über die Parameter, die wärmebedingte Sekundärschäden verursachen, notwendig. Ebenfalls notwendig ist die Betrachtung dieser Parameter in Beziehung zu den funktionellen Eigenschaften von pK&B Materialien.

Aus theoretischen Überlegungen geht hervor, dass bei der Polymerisation exotherm autopolymerisierender Kunststoffe die Temperaturmaxima umso schneller erreicht werden und umso höher sind, je höher die Reaktionsgeschwindigkeit und je größer die Reaktionsvolumina sind. Eine Vielzahl neuer Entwicklungen zielt auf eine Verkürzung der Verarbeitungszeit der Materialien. Dies geht einher mit einer Erhöhung der Reaktionsgeschwindigkeit und damit der Polymerisationstemperatur. Dabei werden nicht nur die chemische Zusammensetzung beeinflusst, sondern auch die mechanischen Eigenschaften [17,18, 22, 27, 61, 63, 75].

Kenntnisse über die volumenabhängigen Temperatur-Zeitverläufe bei der Polymerisation verschiedener Materialien sind von unmittelbarem Interesse für die Vermeidung von Sekundärschädigungen der Pulpa und Gingiva. Ebenfalls entscheidend für die Vermeidung irreversibler Wärmeschädigungen des angrenzenden Gewebes sind die Anmischverfahren und die chemische Zusammensetzung von Monomer und Polymer. Kleine Variationen bezüglich der Mengenverhältnisse bei der Anmischung des Polymerisates können zu kritischen Temperaturanstiegen führen. Autopolymerisierende pK&B

Materialien lassen sich bezüglich der Anmischtechnik und Verarbeitung in vier Gruppen einteilen. Eine solche Einteilung ist für applikative Untersuchungen vorteilhaft und wurde für die vorliegende Arbeit, in der auch der Einfluss verschiedener Anmischverfahren auf die Polymerisationstemperatur untersucht werden soll, gewählt (Tabelle 2) [10, 56].

Neben der Vermeidung von Sekundärschäden durch Temperaturextreme sind Härte- und Biegefestigkeit für die funktionelle Eignung von pK&B Materialien von herausragender Bedeutung. Beide Parameter werden durch die verwendeten Ausgangsstoffe, deren Mischungsverhältnis und die Reaktionsbedingungen beeinflusst und in der vorliegenden Arbeit in die Analyse einbezogen.

Tabelle 2: Einteilung autopolymerisierender pK&B Materialien in Verarbeitungsgruppen.

| Verarbeitungsgruppe | Material |
|--|--|
| Handanmischung mit vorgegebener Dosierung | Protemp II (Bis-GMA) Cron Mix T (Bis-GMA) Luxatemp Handmix (Bis-GMA) |
| Handanmischung ohne vorgegebene Dosierung | Dentalon Plus (IBMA) Trim I und II (IBMA) Snap (Ethylmethacrylat) |
| Kartuschensystem - autopolymerisierend | Protemp Garant und Garant neu (Bis-GMA) Luxatemp Automix (Bis-GMA) Structure 2 (PMMA) Kanitemp Royal (Bis-GMA) |
| Kartuschensystem - Endpolymerisierung mit Licht | Luxatemp Solar (Bis-GMA) Provipont DC (Bis-GMA) |

Bisher ist in verschiedenen Analysen besonders das Verhalten zwischen Polymerisationstemperatur und der Zeit in Bezug auf Schädigungen an der Pulpa untersucht worden. Unberücksichtigt bleibt bei dieser Betrachtung die Schädigung der Gingiva während der Herstellung der Provisorien. Durch einen Brief eines Patienten an das Bundesgesundheitsministerium und auch aus zahnärztlichen Praxen ist uns bekannt, dass es bei der Aushärtung von größeren provisorischen Brückengliedern zu lokalen Verbrennungen der angrenzenden Schleimhaut kommen kann. Dies ist insbesondere der Fall, wenn Tiefziehfolie als Träger bei der Herstellung von Provisorien verwendet wird.

2.6 Chemie der Autopolymerisate

Polymerisation ist die exotherme Verbindung von kleinen Molekülen (Monomere) zu größeren Molekülen (Polymere) ohne die Abspaltung von weiteren Reaktionsprodukten. Die Polymerisationsreaktion wird durch Katalysatoren und Akzeleratoren eingeleitet, die chemischer oder physikalischer Art (Wärme, Licht) sein können [3,15, 39, 43, 48].

Es werden drei Polymerisationsschritte unterschieden:

- a) Startreaktion: Monomere (oft flüssig) werden mit Polymeren (oft fest) gemischt. Monomere werden unter Radikalbildung in Polymere eingebaut, wodurch in einer Kettenreaktion weitere Monomere aktiviert werden.
- b) Kettenwachstum: Aktivierte Monomere verbinden sich zu neuen Polymeren. Die aktivierten Kerne (Makroradikal) vergrößern sich bis der Vorrat an Monomer aufgebraucht ist. Restmonomer bleibt im Endprodukt enthalten, wobei dessen Menge von den Reaktionsbedingungen abhängt.

- c) Terminierung: Die Polymerisation wird durch den Mangel an reaktionsfähigem Monomer, durch Zusammenschluss wachsender Ketten, durch Herstellung des Elektronengleichgewichtes oder durch gezielte Verunreinigung beendet.

Die einzelnen Bestandteile im Polymerisationsgemisch

Polymere

Acrylate (Methyl- und Bisacrylate) werden als Pulvergemisch, bestehend aus verschiedenen großen Polymerisatperlen und/oder -splittern verwendet (Teilchengröße zwischen 0,460–0,003 mm Durchmesser). Die Teilchengröße von Kaltpolymerisaten ist kleiner als bei Heißpolymerisaten, um eine gleichwertige Homogenität des Polymerisationsgrades zu erreichen. Die Mischung verschiedener Partikelgrößen verbessert die Kunststoffeigenschaften durch eine größere Verdichtung und die Eliminierung von Hohlräumen [15, 55, 59].

Initiatoren

Als Katalysatoren dienen in der Regel Peroxide (z. B. Benzoylperoxid, 0,5–0,9 % Volumenanteil). Der Zerfall der Peroxide und damit die Reaktionsinitiierung wird durch die Zugabe von Reduktionsmitteln (Akzeleratoren) beschleunigt [57].

Farb- und Füllstoffe

Farbstoffe (z. B. Eisenoxide, Kadmium-, Zinnober-, Krapprot, Kadmiumselenid und -sulfid) dienen zur Anpassung an die Zahnfarbe; ihr Anteil beträgt in der Regel zwischen 1–2 % Gewichtsanteil [64].

Füllstoffe (Glas, Quarz, Silikate) dienen der Verbesserung der physikalischen Eigenschaften des Polymerisates.

Monomere

Unter den Substanzen, die als Monomer genutzt werden können, sind Methylmethacrylat, Ethylmethacrylat, Isobutylmethacrylat (Methylester der Methacrylsäure, z. B. 2-Methyl-Propensäure) in der Zahnmedizin am gebräuchlichsten (Abb. 1).

Charakteristisch für Monomere sind ungesättigte Doppelbindungen, die bei geeigneter Anregung durch Wärme, Licht oder chemische Katalysatoren (Reduktoren) in reaktive Radikale aufgelöst werden und damit die Polymerisation auslösen [65, 67].

Stabilisatoren

Monomere sind hochreaktive Substanzen, die bei Zimmertemperatur oder unter Lichteinwirkung Radikale bilden und reagieren können. Um die Autokatalyse zu verhindern, werden dem Monomer Stabilisatoren (Oxidationsmittel, z. B. Hydrochinon in einer Konzentration zwischen 0,003–0,1 %) beigemischt.

Um die Reaktion zu initiieren, wird der Stabilisator durch einen Katalysator oxidiert (Hydrochinon zu Chinon). Der Katalysator (in der Regel Benzylperoxid) ist dem Polymer zugemischt und wird durch Reduktionsmittel (Akzelerator) in Radikale zerlegt. Die Radikale oxidieren den Stabilisator und bewirken zusätzlich die Entstehung von Monomer-Radikalen zur beschleunigten Polymerisation.

Akzeleratoren

Ein starkes Reduktionsmittel (in der Regel tertiäre aromatische Amine, z. B. Dimethylparatoluidin, oder Sulfinat, Sulfonamine oder Mercaptane), das den Stabilisator sowie den Katalysator oxidiert und die Bildung von Radikalen der Peroxide und Monomere auslöst.

Vernetzer

Monomere können eine oder mehrere Doppelbindung pro Molekül besitzen. Damit ist überwiegend die Polymerisation langer, unverzweigter Ketten möglich. Vernetzer besit-

zen immer mehr als eine Doppelbindung (z. B. Glycoyldimethacrylat, Divinylbenzol) und erlauben somit die Formierung von Seitenketten und intermolekularen Vernetzungen [46].

Der Vernetzungsgrad hat erheblichen Einfluss auf die physikalischen und chemischen Eigenschaften des Endproduktes. Zu hohe Vernetzung kann dazu führen, dass das Material nicht mehr bearbeitet werden kann [39].

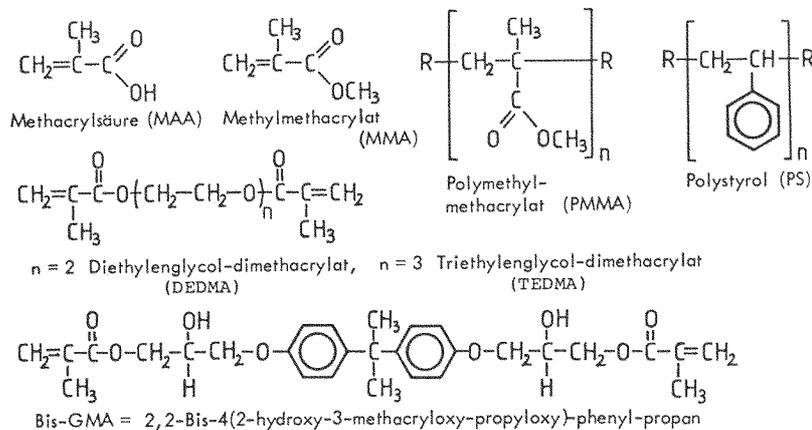


Abb. 1: Strukturformeln der wichtigsten Monomere [6].

2.7 Polymerisationsgrad und mechanische Eigenschaften

Der Polymerisationsgrad kennzeichnet das Molekulargewicht der Reaktionsprodukte, die üblicherweise in hochpolymere (Molekulargewicht > 600000 D), mittelpolymere und niedripolymere (MW < 50000 D) eingeteilt werden. Der Polymerisationsgrad wird insbesondere von Reaktionsgeschwindigkeit und -zeit beeinflusst. Grundsätzlich sind hochpolymere Heißpolymerisate durch bessere mechanische Eigenschaften (Härte, Festigkeit) charakterisiert als niedripolymere Kaltpolymerisate.

Für die zahnärztliche Praxis ist hier anzumerken, dass die mechanischen Ansprüche an pK&B Materialien gegen die klinisch erforderlichen Polymerisationsbedingungen (niedrige Temperatur und kurze Polymerisationszeit) und den resultierenden niedrigeren Polymerisationsgrad abgewogen werden müssen.

In der zahnärztlichen Praxis gängige Verfahren benutzen Pulver-Flüssigkeits-Mischverfahren, bei denen vorgefertigte Polymerisationsperlen (Pulver, Paste) mit Monomer (Flüssigkeit, Paste) vermischt werden. Es entstehen Endprodukte unterschiedlicher Polymerisationsgrade. Durch die Gabe relativ kompakter vorgefertigter Polymerisate werden das tatsächliche Reaktionsvolumen und damit die Wärmeentwicklung verringert, und gleichzeitig der durchschnittliche Polymerisationsgrad erhöht [15, 65, 58].

2.8 Biologische Verträglichkeit

Drei wesentliche Bedingungen bestimmen die biologische Verträglichkeit autopolymerisierender pK&B Materialien:

- die chemische Zusammensetzung der Polymerisate,
- die chemische Zusammensetzung der Ausgangsstoffe,
- die Polymerisationsbedingungen, insbesondere der Grad der Wärmeentwicklung während der Polymerisation.

Da alle für pK&B verwendeten Monomere cytotoxisch sind, sollte die Menge an Restmonomer im Polymerisat möglichst gering gehalten werden – die Polymerisationsreaktion möglichst vollständig ablaufen. In der Praxis ist das allerdings häufig nicht der Fall. Die Wirkung des Restmonomers auf die durch mechanische (Beschleifen, Bohren) oder biologische (Karies) Belastungen vorgeschädigte Pulpa und Gingiva setzt die Re-

generations- und Toleranzfähigkeit des Gewebes herab. Dieser synergistische Effekt wird durch die entstehende Polymerationswärme verstärkt und kann zur Überschreitung der Toleranzgrenze und damit zu irreversiblen Gewebsschädigungen führen.

2.9 Polymerisationswärme und Dentalgewebe

Die bei der exothermen Polymerisationsreaktion entstehende Wärme wird an die Umgebung abgegeben, ein Teil davon auf das angrenzende Dentin, einem ausgesprochen schlechten Wärmeleiter. Die schlechte Wärmeleiteigenschaft des Dentins verschafft dem Pulpeninneren einen gewissen Schutz. Dieser reicht aus, um die natürlicherweise auftretenden Temperaturmaxima ($< 60\text{ °C}$) in der Mundhöhle abzufangen und die intrapulparen Maxima auf $\Delta +2\text{ °C}$ zu begrenzen [46]. Es konnte jedoch gezeigt werden, dass die Schutzfunktion des Dentins sich proportional zur thermischen Belastung verringert. Dabei sind die Zeitdauer der thermischen Einwirkung und die Temperaturhöhe die entscheidenden Parameter. Bereits Temperaturen von 46 °C können zu irreversiblen Schäden führen (Tabelle 3a und 3b [19, 47,74]).

Tabelle 3a: Wärmeeffekte auf das Pulpagefäßsystem (aus POHTO und ROTH).

| | | Temperaturbereich | | | |
|---------------|--|--|---------------------------------|--|-------|
| | | 39-42 | 42-44 | 44-46 | 46-60 |
| | | [°C] | | | |
| Gefäßreaktion | Erhöhte Strömungs-Geschwindigkeit des Blutes | Permeabilitätssteigerung der Blutgefäße, Ödeme | Aggregationsneigung, Thrombosen | Vasodilatation Stase Thrombosen | |
| | reversibel | reversibel | reversibel | reversibel (< 3 min) irreversibel (> 5 min) | |

Die tatsächliche polymerisationsbedingte thermische Belastung der Pulpa und Gingiva hängt von verschiedenen Faktoren ab:

- Dentindicke und Kontaktfläche,
- Polymerisationsvolumen,
- Maximaltemperatur,
- Gesamtwärmemenge pro Zeiteinheit,
- Isolierung und Matrizenbeschaffenheit.

2.9.1 Dentindicke und Kontaktfläche

Bei einer Dentindicke von 2 mm wird eine Temperaturreduktion von etwa 44–50 % erreicht, d. h. bei einer angenommenen Polymerisationstemperatur von 100 °C liegt die Temperatur im Pulpacavum bei 50–56 °C [23, 72].

Tabelle 3b: Wärmeeffekte auf das Pulpagewebe kariesfreier Affenzähne in vivo (Temperatursteigerung im Vergleich zur Normaltemperatur) nach Zach und Cohen [73].

| | | Relativer Temperaturanstieg ΔT in °C (t = 20 s) | | |
|-----------------------|--------------------------------|--|---|-------------------|
| | | + 2,2 | + 5,5 | + 11,1 |
| Gewebereaktion | Interodontoblastische Vakuolen | | Massive Nekrose, Pyknose, aspirierte Odontoblastenkerne | Nekrose |
| | | reversibel (> 7 Tage) | 85 % reversibel (<56 Tage) | 60 % irreversibel |

2.9.2 Polymerisationsvolumen

Es besteht eine direkte Proportionalität zwischen der Menge an Polymerisat und dem Temperaturanstieg im Pulpacavum [23, 53, 72] (Tabelle 4).

Tabelle 4: Temperaturanstieg im Pulpacavum in Abhängigkeit von der Polymerisationsmenge [19].

| Volumen | Format | Temperaturanstieg über normal |
|--------------------|--|-------------------------------|
| [mm ³] | | [°C] |
| 20 | Klasse II Restauration (nach Black) | 4 |
| 150 | Mantelkrone | 27,5 |
| 200 | Brücke | 48 |

2.9.3 Maximaltemperatur

Die Maximaltemperatur ist ein variabler Wert, der wiederum durch die Ausgangsstoffe, das Mischungsverhältnis und die Umgebungstemperatur beeinflusst wird. Der Mangel an standardisierten Untersuchungen erschwert eine vergleichende Analyse von Materialzusammensetzung, Polymerisationsvolumen und dem dynamischen Einfluss der Maximaltemperatur auf das Dentalgewebe [5, 40, 53, 72].

2.9.4 Gesamtwärmemenge pro Zeiteinheit

Die Abgabe der Gesamtwärmemenge kann durch vorzeitigen Abbruch der Reaktion vermindert werden. Bei pK&B Materialien kann ein gleicher Effekt durch die Entfernung des Kunststoffes vom Zahnstumpf, bevor die Reaktion beendet ist, erreicht werden. Die Entfernung des Kunststoffes im gummielastischen Zustand ist meistens ohne signifikante Verformungen und gegebenenfalls vor Erreichen der Maximaltemperatur möglich.

3 **AUFGABENSTELLUNG**

Bei der Herstellung von provisorischen Kronen und Brücken werden aufgrund der exothermen Erhärtungsreaktion Temperaturspitzen erreicht, die zu Schleimhautschädigungen führen können. Tatsächlich ist durch einen Patientenbrief an das Bundesgesundheitsministerium (BMGS) und durch Berichte aus der klinischen Praxis belegt, dass es bei der Aushärtung größerer provisorischer Brückenglieder zu lokalen Verbrennungen der angrenzenden Mukosa und Gingiva kommen kann.

Um solche Verbrennungseffekte in Zukunft vermeiden zu können, hat diese Arbeit das Ziel, den Zusammenhang zwischen dem Volumen und der Hitzeentwicklung verschiedener pK&B Materialien in Bezug auf die umliegenden Gewebe und nicht auf die Pulpa darzustellen. Die vorliegende Studie untersucht an 14 handelsüblichen pK&B Materialien mit unterschiedlichen Anmischverfahren und Polymerisationsmechanismen das Temperatur-Zeit-Verhalten bei der Polymerisation in Abhängigkeit vom Reaktionsvolumen sowie deren Härte- und Biegeeigenschaften.

Derzeit stehen eine Vielzahl von Werkstoffen für provisorische Kronen und Brücken zur Verfügung, die sich bezüglich der Aushärtung in chemisch und dual härtende (Endhärtung unter UV-Licht) unterscheiden. Hinsichtlich der Aushärtegeschwindigkeit gibt es langsam und schnell polymerisierende Werkstoffe. Neuentwicklungen auf diesem Gebiet zielen auf eine schnelle Reaktion bei niedriger Temperatur. In der Praxis wird diese Vorgabe jedoch häufig nicht erfüllt. Es wird daher untersucht, ob bei der exothermen Polymerisationsreaktion verschiedener gängiger Werkstoffe Temperaturspitzen erreicht werden, die zu einer Schädigung der Mukosa und Gingiva führen können. Die Untersuchungen sollen einen bewertenden Vergleich von 14 handelsüblichen Materialien ermöglichen.

Da insbesondere bei großen Reaktionsvolumina schädigende Reaktionstemperaturen auftreten, soll das Aushärtetemperatur-Zeit-Verhalten in Abhängigkeit vom Volumen bestimmt werden. Mit dem gewählten Verfahren sollen sowohl die erreichte Maximaltemperatur als auch die Gesamtwärmeabgabe bestimmt werden und die Materialien hinsichtlich ihrer volumenabhängigen klinischen Verwendbarkeit bewertet werden.

Neben der Abhängigkeit vom Reaktionsvolumen soll die Messung der Reaktionswärme mit den vorgegebenen Anmischverfahren der verschiedenen Materialien korreliert werden und die Variationsbreite des Temperatur-Zeit-Verhaltens bestimmt werden. Die Versuche werden so aufgebaut, dass die Temperaturentwicklung in Abhängigkeit vom Dosierverhältnis von Monomer zu Polymer laut Herstellerangaben gemessen werden kann. Die Temperaturmessung erfolgt mit Hilfe eines Thermoelementes, das 1 mm tief in den zu prüfenden Kunststoff eingetaucht wird. Diese geringe Eintauchtiefe entspricht annähernd der Position, die das provisorische Brückenglied bei der Herstellung gegenüber der Gingiva einnimmt.

Weiterhin soll der Einfluss der formgebenden Matrix, Silikon oder Tiefziehfolie, auf das Wärmeverhalten der Materialien während der Polymerisation untersucht werden. Daraus ergibt sich die Struktur der Wärmeableitung.

Ferner sollen die Angaben der Hersteller bezüglich der Maximaltemperatur während der Polymerisation kontrolliert bzw. korrigiert werden. Dies soll auch hinsichtlich der mechanischen Eigenschaften der pK&B Materialien, insbesondere der Härte- und Biegefestigkeit erfolgen, wobei eine Mindestbelastbarkeit von 50 MPa erreicht werden soll.

Schließlich sollen Bedingungen beschrieben werden, die zur Vermeidung von schädigenden Temperaturspitzen unter Berücksichtigung der Aufrechterhaltung der mechanischen Eigenschaften der pK&B Materialien genutzt werden können.

4 MATERIAL UND METHODEN

4.1 Untersuchte Materialien

Die in dieser Arbeit untersuchten Materialien wurden beliebig ausgewählt. Vorrangig sind provisorische K&B Materialien zur Anwendung gekommen, die klinisch am häufigsten verwendet werden. Insgesamt wurden 14 verschiedene provisorische Kronen- und Brückenmaterialien untersucht, einige davon sind seit längerem im Handel erhältlich, andere gerade eingeführt oder sie befanden sich zum Zeitpunkt des Beginns dieser Untersuchungen noch im Versuchsstadium (*Protemp Garant neu*). Hinsichtlich der chemischen Zusammensetzung gehören sie größtenteils zu den Bis-Acryl-Kompositen (Bis-GMA) und zu den Isobutylmethacrylaten (IBMA) (Tabelle 5).

Die Hälfte der Produkte wird in einem sich selbst anmischenden Doppelkartuschensystem angeboten. Bei den übrigen handelt es sich ebenfalls um Pasten/Pasten-Systeme oder sie liegen als Pulver-/Flüssigkeitsvariante mit individueller Handmischanleitung vor. Zwei Produkte (*Provipont, Luxatemp Solar*) bieten einen zweistufigen Polymerisationsmechanismus, wobei die Endhärtung durch Licht erreicht wird.

Der Einfluss von Lagerungsbedingungen auf die Parameter Biegefestigkeit und Härte ist nicht berücksichtigt worden.

Tabelle 5: Verwendete pK&B Materialien, geordnet nach Anmischverfahren (Verarbeitungsgruppe nach Tabelle 2).

| Verarbeitungsgruppe | Handelsname | Hersteller | Chemische Basis | System |
|---------------------|--------------------|------------|--------------------|-------------------------|
| 1 | Cron Mix | MERZ | Bis-Acryl-Composit | Paste/Paste |
| 3 | Luxatemp Automix | DMG | Bis-Acryl-Composit | Paste/Paste (Kartusche) |
| 1 | Luxatemp Handmix | DMG | Bis-Acryl-Composit | Paste/Paste |
| 3 | Kanitemp Royal | Kaniedenta | Bis-GMA | Paste/Paste (Kartusche) |
| 2 | Trim | Bosworth | IBMA | Pulver/ Flüssigkeit |
| 1 | Protemp II | ESPE | Bis-Acryl-Composit | Paste/Paste |
| 4 | Luxatemp Solar | DMG | Bis-GMA | Paste/Paste (Kartusche) |
| 3 | Structur 2 | Voco | Methacrylat (PMMA) | Paste/Paste (Kartusche) |
| 3 | Protemp Garant | ESPE | Bis-Acryl-Composit | Paste/Paste (Kartusche) |
| 4 | Protemp Garant neu | ESPE | Bis-Acryl-composit | Paste/Paste (Kartusche) |
| 2 | Trim II | Bosworth | IBMA | Pulver/ Flüssigkeit |
| 3 | Provipont DC | Vivadent | Bis-GMA | Paste/Paste (Kartusche) |
| 2 | Dentalon Plus | Kulzer | IBMA | Pulver/ Flüssigkeit |
| 2 | Snap | Roeko | Ethylmethacrylat | Pulver/ Flüssigkeit |

4.2 Beschreibung und Verarbeitung der verwendeten Materialien

Cron Mix T

Basierend auf Methacrylestern (Bis-Acryl Komposite). Die Basispaste wird im Verhältnis 20: 1 mit der Katalysatorpaste gemischt und härtet bei Raumtemperatur in einer monophasischen Reaktion nach 5–6 min aus. Der Hersteller gibt dabei eine maximale Polymerisationstemperatur von 38,0 °C an.

Luxatemp Automix

Enthält multifunktionelle Methylacrylate in einem Doppelkartuschensystem, mit dem die Basispaste mit dem Katalysator im Verhältnis 10: 1 gemischt wird. Bevor es ausgehärtet ist, wird es in einem elastischen Zustand vom Modell abgenommen und kann dann gegen Ende der Aushärtungsphase rotierend bearbeitet werden (Endhärtung nach 7 min). Der Hersteller gibt eine Polymerisationsmaximaltemperatur von 38,0 °C an.

Luxatemp Handmix

Es ist methylacrylatfrei und basiert stattdessen auf multifunktionellen Methacrylatestern (Bis-GMA), wodurch eine hohe Biokompatibilität gewährleistet ist. Das Mischungsverhältnis Basispaste:Katalysator ist 20: 1. Das Material härtet monophasisch aus und kann im elastischen Zustand entnommen und bearbeitet werden (Endhärtung nach 7 min). Der Hersteller gibt eine maximale Polymerisationstemperatur von 38,0 °C an.

Kanitemp Royal

Basierend auf Methylacrylestern (Bis-GMA) und angeboten als Zweikomponenten-Kartuschensystem beträgt das Mischungsverhältnis Basispaste:Katalysator 4: 1, die Aushärtung ist nach etwa 8–9 min bei Raumtemperatur in einer monophasischen Reaktion abgeschlossen. Der Hersteller gibt eine maximale Polymerisationstemperatur von 40,0 °C an.

Trim und Trim II

Basierend auf Ethylmethacrylat und Dimethylaminotoluol (Pulver), die im Verhältnis 2: 1 (Gewicht/Volumen) mit Flüssigkeit (88 % Isobutylmethacrylat-IBMA - und 12 % Dibutylphtalat) gemischt werden und sich bei Raumtemperatur bis zu einem elastischen Stadium innerhalb von 3 min verändern. Es verharrt in dieser Phase bis zur vollständigen Aushärtung bei Raumtemperatur nach 15 min. Die Endaushärtung kann durch Wärme (60,0 °C warmes Wasser) auf 2,5 min verkürzt werden. Der Hersteller verweist auf hohe Wärmeentwicklung während der Endaushärtung. Trim und Trim II unterscheiden sich werkstoffkundlich nicht voneinander. Trim ist in den Farben hell und dunkel und Trim II in sechs verschiedenen Farbnuancen erhältlich.

Protemp II

ProtempII basiert auf mehrfach funktionellen Methacrylestern (Bis-GMA Komposite), die in einem Dreikomponentensystem aus zwei Katalysatoren und der Basispaste vorliegen, die im Verhältnis 1: 1 konstant (Kanülensystem) gemischt werden. Die monophasische Aushärtung ist nach etwa 7 min bei Raumtemperatur abgeschlossen.

Luxatemp Solar

Es ist methacrylatfrei und basiert statt dessen auf mehrfunktionellen Methacrylatestern (Bis-GMA). Es steht als Zweikomponenten-Kartuschensystem mit konstantem Anmischverhältnis Basispaste zu Katalysator von 4: 1 zur Verfügung. Die Aushärtung ist biphasisch. Entnahme aus dem Mund in der elastischen Phase nach 2,5 min. Die Endaushärtung erfolgt durch Lichtpolymerisation. Eine maximale Aushärtungstemperatur wird vom Hersteller mit 38,0 °C angegeben.

Structur 2 Dominant

Basierend auf Methacrylaten und angeboten als Zweikomponenten-Kartuschensystem beträgt das Mischungsverhältnis Basispaste: Katalysator 4: 1. Die monophasische Aushärtung ist nach 4,5 min bei Raumtemperatur beendet.

Protemp Garant/Protemp Garant neu

Protemp Garant basiert auf multifunktionellen Methacrylatestern (Bis-GMA), die als Zweikomponenten-Kartusche mit konstanter Anmischung von Basispaste zu Katalysator von 4: 1 angeboten wird. Die monophasische Aushärtung ist nach 5,5 min bei Raumtemperatur abgeschlossen.

Provipont DC

Enthält Bis-GMA, Urethandi- und Triethylglycoldimethacrylat, verschiedene Pigmente und Silikone sowie Polyisocyanat als Aktivator. Es ist vordosiert in einer Doppelkartusche, mit der die Basispaste und der Aktivator im Verhältnis 4: 1 gemischt werden, und härtet in zwei Phasen aus. Nach dem Anmischen polymerisiert *Provipont DC* zu einer bearbeitbaren Elaste aus, die Endpolymerisation erfolgt durch Lichthärtung.

Dentalon plus

Basierend auf Polyethylmethacrylat (PMMA, Pulver) und n-Butylmethacrylat (Monomer), die im Verhältnis 2: 1 (Gewicht/Volumen) gemischt werden und bei Raumtemperatur in einer monophasischen Reaktion nach 9–10 min ausgehärtet sind. Die Reaktion wird durch ein Amino/Peroxid-System ausgelöst.

SNAP

Basierend auf Isobutyl-methacrylat (Monomer), UV-Absorbern, einem tertiären Amin (Dimethylparatoluidin) sowie Ethylen-Glycol-Dimethylacrylat als Vernetzer. Monomer wird mit Polymethylmethacrylaten (Pulver) im Verhältnis 1: 3 gemischt, als Katalysator dient Benzoyl-Peroxid, als Stabilisator dient der Methylether des Hydrochinon. Die Aushärtezeit beträgt etwa 6–10 min in einer monophasischen Reaktion.

Tabelle 6: Materialverarbeitung laut Handhabungsvorschrift nach Zeitabschnitten.

| Material | Verarbeitungszeit [s] | | | | | |
|--------------------|-----------------------|------------|----------|----------|---------------------------|-------------------|
| | Anmisch- phase | Einbringen | Abbinden | Entnahme | vollständige Abbindung | Lichthär- tung |
| Cron Mix | 30 | 60 | 150 | 120 | 60 | |
| Luxatemp Automix | 30 | 15 | 150 | 30 | 240 | |
| Luxatemp Handmix | 30 | 60 | 150 | 120 | 60 | |
| Kanitemp Royal | 30 | 30 | 180 | 60 | 210 | |
| Trim | 30 | 30 | 60 | 60 | 150 | |
| Protemp II | 30 | 90 | 120 | 120 | 60 | |
| Luxatemp Solar | 30 | 30 | 120 | 30 | | 60 |
| Structur 2 | 30 | 30 | 60 | 30 | 180 | |
| Protemp Garant | 30 | 60 | 75 | 60 | 135 | |
| Protemp Garant neu | 30 | 60 | 75 | 60 | 135 | |
| Trim II | 30 | 30 | 60 | 60 | 150 | |
| Provipont DC | 60 | 30 | 90 | 60 | | 120 |
| Dentalon plus | 40 | 80 | 300 | 30 | 120 | |
| Snap | 30 | 30 | 150 | 60 | 90 | |

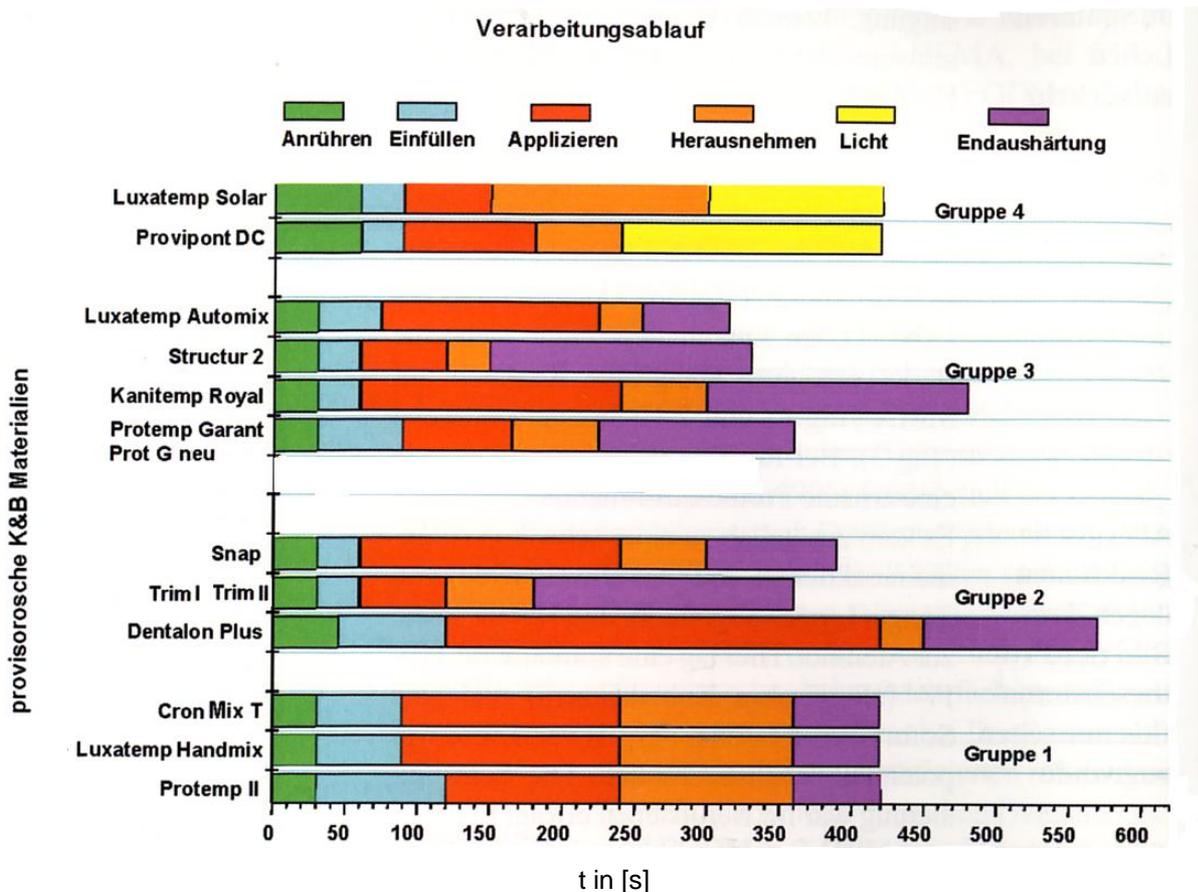


Abb. 2: Schematische Darstellung des Verarbeitungsablaufs für 14 verschiedene pK&B Materialien

4.3 Das Thermoelement

Zur Temperaturmessung wurde eine Methode ausgewählt, die auf einem einfachen Prinzip basierend die Polymerisationswärme mit moderatem technischem Aufwand direkt misst und wenig Fehlermöglichkeiten zulässt. Es wurden selbst angefertigte Thermolemente aus Kupfer- und Konstantandraht benutzt. Die beiden Drähte wurden an ihren Enden verschweißt und zur Stabilisierung und besseren Handhabung an einem Kunststoffstab fixiert. An die offenen Drahtenden wurde ein hochohmiges Spannungsmessgerät geschaltet, verbunden mit einem x-t Schreiber (endim 621.02, Messapparaturenwerk, Schlotheim, D).

Die Verbundstelle zwischen Kupfer und Konstantan liefert eine Spannung in Abhängigkeit von der äußeren Temperatur. Vor Versuchsbeginn wurde die Empfindlichkeit des x-t Schreibers auf 0,1 mV/cm eingestellt. Die Aufzeichnungsgeschwindigkeit betrug 24 mm/min (x-Achse). Auf der y-Achse (Spannungsänderung ΔV) entsprach eine Verschiebung um 4 mm einer Temperaturänderung um 1 °C (ΔT). Zum Errechnen der tatsächlich aufgetretenen Temperaturen wurde die Umgebungstemperatur beim Start des Experiments zur gemessenen Temperaturveränderung ΔT addiert.

In Vorversuchen wurde diese Prüfmethode durch Eichung des Kupfer/Konstantan-Thermoelementes im Wasserbad bei 24, 30, 37, 40, 50, 60, und 70 °C [33] getestet (Abb. 3). Bei der Eichung wurde der Zusammenhang zwischen Temperatur und gemessener Spannung eingestellt. Dafür wurde die Temperatur kontinuierlich gesteigert, am Thermometer abgelesen und mit der Registrierung des x-t-Schreibers in Beziehung gesetzt. Es wurde sowohl die Ansprechzeit, die kleiner als 1 s war, als auch die Reproduzierbarkeit geprüft. Zu Beginn der Untersuchungen wurde jedes Thermoelement einer Eichung unterzogen. Im weiteren Verlauf genügte es, jedes fünfte Element zu überprüfen.

Eichung der TE (Thermoelement)

- Die Aufzeichnung der Temperaturänderung erfolgte mit einem y-t-Schreiber, endim 621.02 (Messapparaturenwerk, Schlotheim, D) mit 0,1 mV/cm Empfindlichkeit.
- Zur Demonstration und Prüfung des Ansprechverhaltens von Cu-Konstantan-TE wurden diese mithilfe eines thermostatierten Wasserbades eingemessen.
- Dafür wurde die Temperatur kontinuierlich gesteigert und sowohl am Thermometer abgelesen und mit der Registrierung des y-t-Schreibers in Beziehung gesetzt.
- Bei kontinuierlicher Steigerung der Temperatur ist das Ansprechverhalten der TE linear, wie in Abb. 4 zu sehen ist,

- Bei sprunghaften Änderungen der Temperatur zeigt das Ansprechverhalten eine geringfügige Abhängigkeit von der Temperaturdifferenz, was unter Umständen eine Quelle für Messfehler sein könnte.
- Der Vergleich zwischen kontinuierlichem und großem sprunghaftem Temperaturanstieg weist auf eine Annäherung des Ansprechverhaltens des TE hin.

Bewertung der Linearität des Thermoelementes für die vergleichende Messung

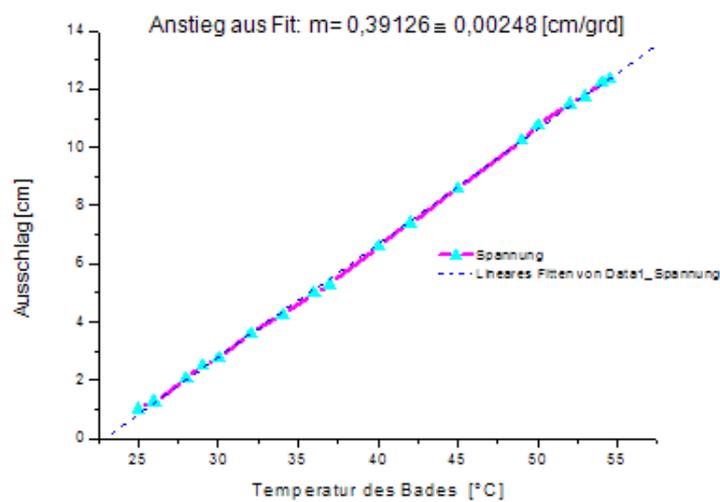


Abb. 3: Eichkurve

Empfindlichkeit und Ansprechverhalten von Cu-Konstantan Thermoelementen (TE)

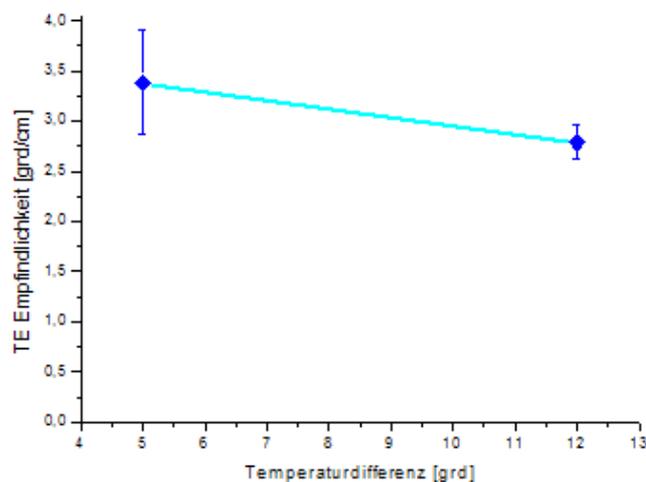


Abb. 4: Eichkurve

4.4 Herstellung der Prüfkörper zur Bestimmung der Polymerisationswärme

Die Prüfkörper sollten in ihrem Volumen verschieden großen realen Kronen- und Brückenformen entsprechen. Für die Prüfkörperherstellung zur Messung der Polymerisationstemperatur wurden daher drei verschieden große Kugeln ausgewählt, deren halbes Volumen den Größen eines Frontzahnes (110 mm^3), eines Molaren (440 mm^3) und einer fünfgliedrigen Brücke (2080 mm^3) entsprechen (Tabelle 7). Weiterhin sollten die Messungen in den üblichen Abdrucksystemen Silikon und Tiefziehfolie durchgeführt werden.

Für die erste Messreihe (Silikon) wurden die verschiedenen Kugeln bis zum Äquator in ein Silikonabformmaterial (Optosil) gedrückt. In die nach dem Entfernen der Kugel entstandene Negativform wurde später das zu untersuchende pK&B Material gefüllt.

Für die zweite Messreihe (Tiefziehfolie) wurden die drei Kugeln wieder bis zum Äquator, diesmal in Gips, eingebettet. Nach dem Erhärten des Gipses wurden über den entstandenen Formträger Folien im Tiefziehverfahren gezogen, wodurch wir eine zweite Negativform erhielten.

Während der gesamten Versuche wurden die folgenden Bezeichnungen verwendet:

| | | |
|----------------------|--|-------|
| größte Negativform | ($V = 2080 \text{ mm}^3$) | Nr. 1 |
| | (entspricht ca. einer provisor. 5-gliedrigen Brücke) | |
| mittlere Negativform | ($V = 440 \text{ mm}^3$) | Nr. 2 |
| | (entspricht ca. einem Molarenprovisorium) | |
| kleinste Negativform | ($V = 110 \text{ mm}^3$) | Nr. 3 |
| | (entspricht ca. einem Frontzahnprovisorium) | |

Um die für die Praxis wichtige Temperatur nahe der Kontaktfläche zwischen Kunststoff und Schleimhaut zu reproduzieren, wurden die thermischen Messfühler bei allen Versuchen nur oberflächlich, 1 mm, in die Polymerisationsmasse eingetaucht.

Tabelle 7: Volumenvergleich zwischen Modell, Zahn und Kronen/Brücken.

| Modellgröße [Kugel] | Volumen $\frac{V}{2}$ [mm ³] | Krone/Brücke | Volumen (geschätzt) $\frac{V}{2}$ [mm ³] |
|------------------------|---|-----------------------|--|
| 1 Groß | 2080 | 5-gliedrige Brücke | 1500 |
| 2 Mittel | 440 | Molar | 300 |
| 3 Klein | 110 | Frontzahn | 100 |

$$V = \frac{\pi}{6} d^3$$

$$V = a \cdot b \cdot c$$

$$\frac{V}{2} = \text{da nur eine Kugelhälfte als Form genutzt wurde}$$

$$\frac{V}{2} = \text{da beschliffener Zahnstumpf darunter ist}$$

4.5 Messung der Polymerisationstemperatur - Versuchsdurchführung

Zur Bestimmung der Temperaturmaxima bei der Polymerisation von pK&B Materialien wurden zwei verschiedene Versuchsreihen durchgeführt. Es wurden die Temperaturmaxima von 14 verschiedenen Materialien jeweils in Silikonnegativformen (1) und in Tiefziehfolie (2) bestimmt. Die Versuchsbedingungen für beide Versuchsreihen waren konstant.

Die Negativformen wurden vor jedem Versuch mit einem Vaselinefilm beschichtet, um die Prüfkörper nach dem Versuch entfernen zu können. Entsprechend der Verarbeitungsvorschriften des Herstellers wurde das jeweilige Material angemischt und in die Negativform eingefüllt. Die Messungen begannen zu dem Zeitpunkt, an dem in der

Praxis der Abformlöffel in den Mund gesetzt wird, d. h. zum Ende der Verarbeitungszeit. Die Messungen wurden nach Erreichen der jeweiligen Maximaltemperatur abgebrochen.

Die mit Kunststoff gefüllten Negativformen wurden mit Hilfe eines beweglichen Tisches direkt unter den Messfühler geführt. Mit Hilfe eines Haltearmes konnte der Messfühler auf eine bestimmte Höhe fixiert werden. Dadurch wurde eine konstante Eintauchtiefe von 1 mm in die Negativform mit der jeweiligen Kunststoffmasse gewährleistet. Das Einsetzen des Messfühlers in den Kunststoff erfolgte immer genau in der Mitte des zu testenden Objektes.

Zu Beginn jedes Versuches wurden die freien Enden des Thermoelements mit dem Spannungsmessgerät verbunden. Das Spannungsmessgerät wurde unmittelbar vor Versuchsbeginn eingeschaltet und die Grundlinie des Schreibers eingestellt. Gleichzeitig wurde die Umgebungstemperatur zum Zeitpunkt T_0 gemessen.

Die T-t Kurven wurden bis zum Erreichen der Temperaturmaxima gemessen und vom Schreiber des Spannungsmessgerätes aufgezeichnet. Nach Erreichen der Maxima wurden die Messungen abgebrochen.

Alle Messungen wurden mindestens dreimal durchgeführt. Folgende Messreihen wurden mit allen untersuchten Materialien durchgeführt:

Negativform Nr. 1: 3x Silikon, 3x Tiefziehfolie, x 14 pK&B Materialien

Negativform Nr. 2: 3x Silikon, 3x Tiefziehfolie, x 14 pK&B Materialien

Negativform Nr. 3: 3x Silikon, 3x Tiefziehfolie, x 14 pK&B Materialien

4.6 Herstellung der Prüfkörper für die Biegebruchfestigkeits- und Härtebestimmung

Gesonderte Prüfkörper wurden für die Bestimmung der Vickershärte und der Biegebruchfestigkeit angefertigt. Zu ihrer Herstellung wurde eine teilbare Messingform verwendet, deren innere Maße 15 mm x 10 mm x 3 mm betragen. Um später ein einfaches Lösen der Prüfkörper zu gewährleisten, wurden die Metallflächen der Messingform mit einem dünnen Vaselinefilm isoliert.

Die Kunststoffe wurden entsprechend der Herstellerangaben hinsichtlich Mischungsverhältnis und Anmischzeit verarbeitet, in die Form eingebracht und die Oberfläche mit einer Glasplatte geglättet. Nach dem Erhitzen konnten die Prüfkörper ohne größere Schwierigkeiten aus der Form entfernt und die Ränder entgratet werden.

Abschließend wurden die Prüfkörper eine Woche bei Zimmertemperatur trocken gelagert. Vor Versuchsbeginn wurden von jedem Prüfkörper Länge, Breite und Dicke mit einer Genauigkeit von 0,01 mm mit Hilfe einer Messlehre bestimmt. Pro pK&B Material wurden sechs Prüfkörper hergestellt und getestet.

4.7 Härteprüfung – Versuchsdurchführung

Die Härte ist definiert als der Widerstand, den ein Körper dem Eindringen eines anderen entgegensetzt. Die älteste Methode, nach Mohs, basiert auf der Ritzbarkeit von Materialien. Moderne Messverfahren zur Bestimmung der Härte basieren auf der Herstellung eines definierten Eindrucks unter definierten Bedingungen. Diese können mit Hilfe einer Stahlkugel (Brinell) oder eines geschliffenen Diamanten mit der Form einer quadratischen Pyramide (nach Vickers) bzw. Rhomboeders (nach Knoop) erzeugt werden. Für die Bestimmung von Mikrohärtungen wird häufig das Vickers-Verfahren genutzt.

Zur Härtebestimmung wurde eine quadratische Diamantpyramide unter definiertem Druck in das zu untersuchende pK&B Material eingedrückt und die Diagonale des sich im Kunststoff abbildenden Eindrucks unter Belastung gemessen. Die Diamantpyramide hatte einen Flächenwinkel von 136°. Um Verunreinigungen zu vermeiden, wurde der Diamant vor jeder Messung mit Alkohol gereinigt. Für die Härtemessung wurde der optische Mikro-Härteprüfer „Optidur“ (Firma Göttfert) verwendet.

Alle Materialien wurden mit einer Kraft von 1150 p belastet. Für *Protemp II* wurde ein maximaler Druck von 650 p benutzt, da bei größeren Belastungen die Eindrücke zu groß wurden und nicht messbar waren. Pro pK&B Material wurden jeweils drei Probekörper getestet. Auf jedem Probekörper wurden fünf Messungen durchgeführt, die Eindruckstellen wurden dabei willkürlich auf dem Probekörper verteilt. Die Zeit, in der der Diamant den Probekörper belastete, betrug 30 s.

An dem parallel zum Messtisch liegenden Prüfkörper wurde mit der vorgesehenen Belastung ein größtmöglicher Eindruck erzeugt. Um das elastische Verhalten des Kunststoffs zu berücksichtigen, wurde nach der Druckperiode (30 s) der Eindringkörper für 60 s in seiner Position belassen, bevor ohne Abheben des Diamanten die Diagonalen des Eindrucks ausgemessen wurden.

$$\text{Formel: } HV = 1,854 \times F/d^2 \quad (\text{Härte Vickers} \quad \left[\frac{N}{\text{mm}^2} \right] \text{ HV})$$

4.8 Messung der Biegebruchfestigkeit – Versuchsdurchführung

Um die mechanischen Eigenschaften der pK&B-Materialien beurteilen zu können, wurde die Biegebruchfestigkeit mit Hilfe eines Dynstat-Gerätes nach DIN 51 453 bestimmt. Wird ein Körper einseitig oder beidseitig eingespannt und durch Kräfte quer zu seiner Längsachse belastet, tritt Biegung auf. Im Innern treten dabei Biegespannungen auf. Die Festigkeit die der Körper der Biegung entgegensetzt, heißt Biegebruchfestigkeit. Sie sagt aus, bei welcher Belastung ein Prüfkörper bricht. Die Biegebruchfestigkeit sollte bei zahnärztlichen pK&B Materialien mindestens einen Wert von 50 MPa erreichen.

Die Probekörper wurden in eine Biegeklemme eingebracht und mit zwei Schrauben fixiert. Im unbelasteten Zustand bildeten der Probekörper und ein Pendel eine senkrechte Achse. Durch die zunehmende Auslenkung des Pendelgewichts (Belastungsgeschwindigkeit 15°/min) erfolgt die Belastung = Biegung des Probekörpers. Nach Erreichen eines kritischen Biegemoments zerbricht der Probekörper. Dieser Bruch – das Biegemoment M_b , [Nm] – wurde durch einen Schleppzeiger markiert und kann direkt am Messgerät abgelesen werden. Die Festigkeitswerte der unterschiedlichen Materialien wurden aus dem Biege- und Widerstandsmoment errechnet. Pro Material wurden jeweils sechs Probekörper getestet.

Formeln:

$$\text{Biegefestigkeit: } \sigma = M_b/w$$

$$\text{Widerstandsmoment } W \text{ [mm}^3\text{]: } W = h - h^2/6$$

5 ERGEBNISSE

5.1 Materialverarbeitung

Alle verwendeten Materialien wurden entsprechend der Herstellerangaben verarbeitet. Die Zeitdauer der einzelnen Arbeitsschritte wurde gemessen und standardisiert (siehe auch Tabelle 6).

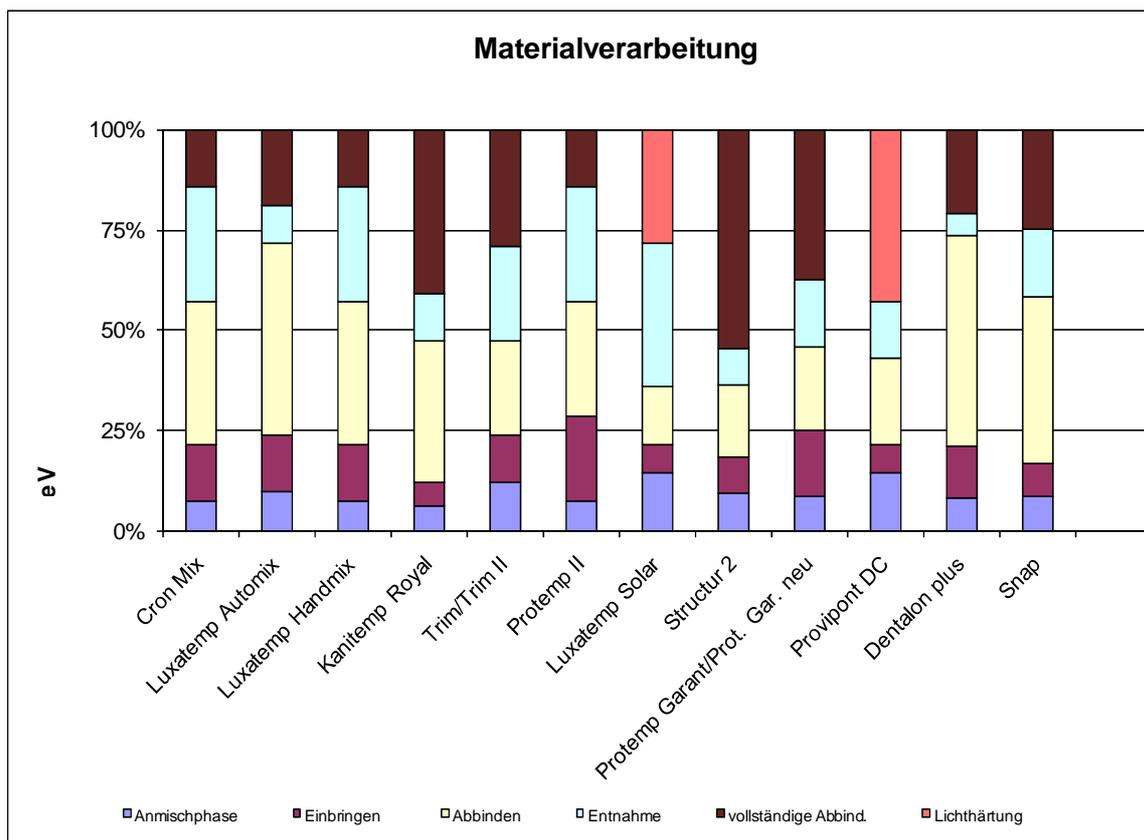


Abb. 5: Relative Zeitverläufe einzelner Verarbeitungsphasen.

5.2 Polymerisationswärme Temperatur-Zeitverlauf und Maximaltemperatur

Die Ergebnisse der Polymerisationswärmebestimmung sind geordnet nach verwendetem Material dargestellt. Die drei Modellgrößen für jedes Material werden geschlossen präsentiert.

Für jede Modellgröße und jeden Zeitpunkt wurden jeweils drei Messwerte bestimmt, aus denen der statistische Mittelwert und die Standardabweichung (SD) ermittelt und graphisch ausgewertet wurden.

Die Polymerisationsmaximaltemperaturen (statistischer Mittelwert aus drei unabhängigen Messungen) wurden für jede Modellgröße ermittelt und vergleichend graphisch ausgewertet.

Die Ergebnisse aus den Messreihen 1 (Silikon) und 2 (Tiefziehfolie) werden nacheinander gezeigt.

5.2.1 Silikon (Messreihe 1)

Die gemessenen maximalen Polymerisationstemperaturen (Tabelle 8) stiegen wie erwartet mit dem Volumen der Modellnegativform an. Wobei der volumenabhängige Temperaturanstieg bei allen getesteten Materialien linear oder annähernd linear verlief. Die Steilheit des Anstieges und die gemessenen absoluten Temperaturmaxima variierten zwischen den Materialien deutlich.

Bei einigen Materialien wurden Temperaturmaxima festgestellt, die wesentlich über den biologisch tolerierbaren Werten von unter 60,0 °C liegen. Die höchsten Werte von über 65,0 °C wurden bei *Cron Mix*, *Structur 2*, *Luxatemp Handmix* und *Trim II* gefunden. Solche extremen Temperaturmaxima konnten nur in Modellgröße 1 (2080 mm³) festgestellt werden. Nur bei *Cron Mix* überstieg die Temperatur 50,0 °C bei einem Volumen von 440 mm³.

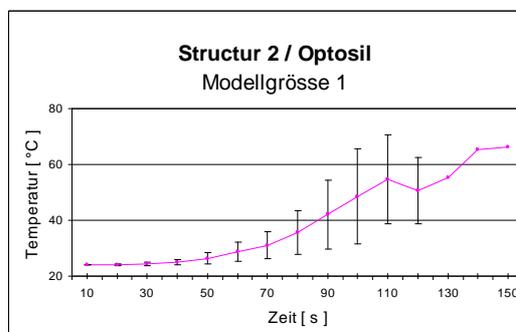
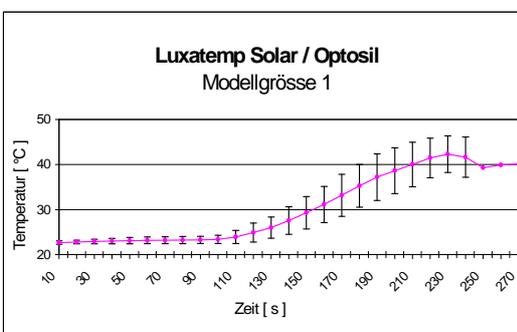
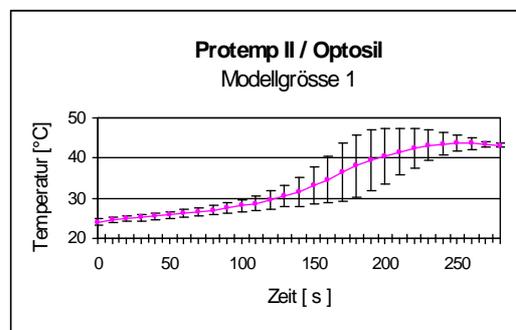
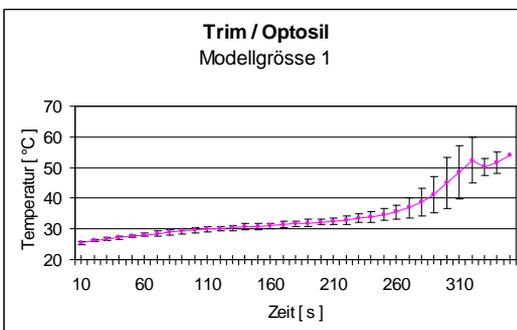
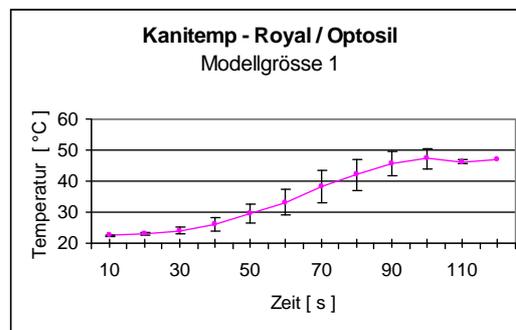
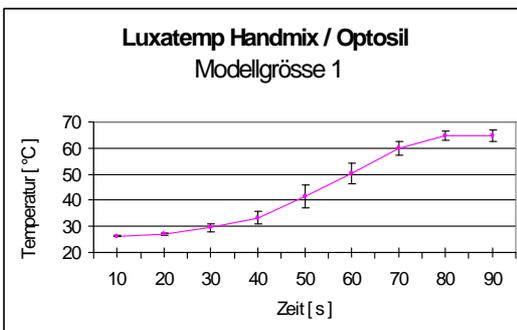
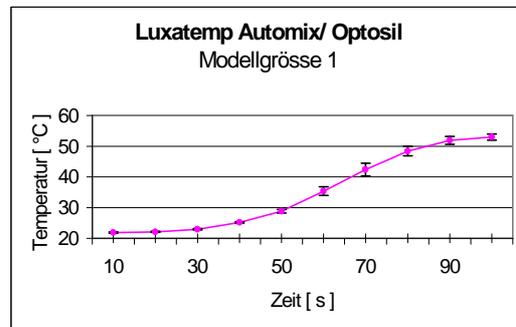
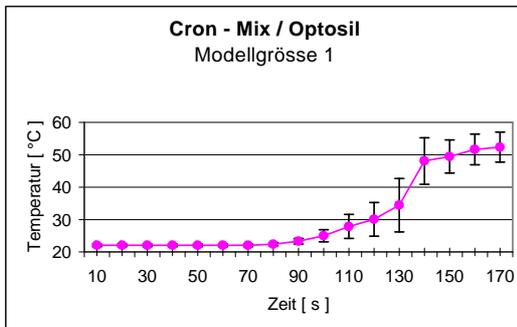
Hinsichtlich des Anmischverfahrens ergab sich eine tendenzielle Häufung (statistisch nicht signifikant) von extremen Temperaturmaxima in den Gruppen 1 (Handanmischung, Paste/Paste) und 2 (Pulver/Flüssigkeit). Eine Korrelation der Temperaturen mit der chemischen Zusammensetzung des Materials konnte nicht gefunden werden.

Das Modellvolumen und in geringerem Maße das Anmischverfahren sind die entscheidenden Variablen für die Höhe der maximalen Polymerisationstemperatur.

Tabelle 8: Maximale gemessene Polymerisationstemperaturen verschiedener pK&B Materialien in Optosil (Statistische Mittelwerte, n = 3).

| Material | Maximale Polymerisationstemperatur in Silikonabformmasse [°C] | | |
|--------------------|--|----------------|----------------|
| | Modellgröße: 1 | Modellgröße: 2 | Modellgröße: 3 |
| Cron-Mix | 69,9 | 50,7 | 32,9 |
| Luxatemp Automix | 54,1 | 34,9 | 27,8 |
| Luxatemp Handmix | 66,3 | 43,3 | 32,9 |
| Kanitemp Royal | 51,0 | 32,1 | 26,5 |
| Trim | 60,9 | 35,3 | 32,6 |
| Protemp II | 43,7 | 30,4 | 27,2 |
| Luxatemp Solar | 45,0 | 30,7 | 26,5 |
| Structur 2 | 68,7 | 43,7 | 31,8 |
| Protemp Garant | 57,7 | 37,2 | 29,5 |
| Protemp Garant neu | 47,4 | 33,3 | 27,0 |
| Trim II | 65,1 | 45,0 | 34,0 |
| Provipont DC | 37,1 | 28,8 | 25,4 |
| Dentalon Plus | 51,4 | 36,0 | 27,6 |
| Snap | 64,8 | 38,7 | 30,4 |

Die Temperatur-Zeitverläufe wurden in drei unabhängigen Experimenten für jedes Material bestimmt.



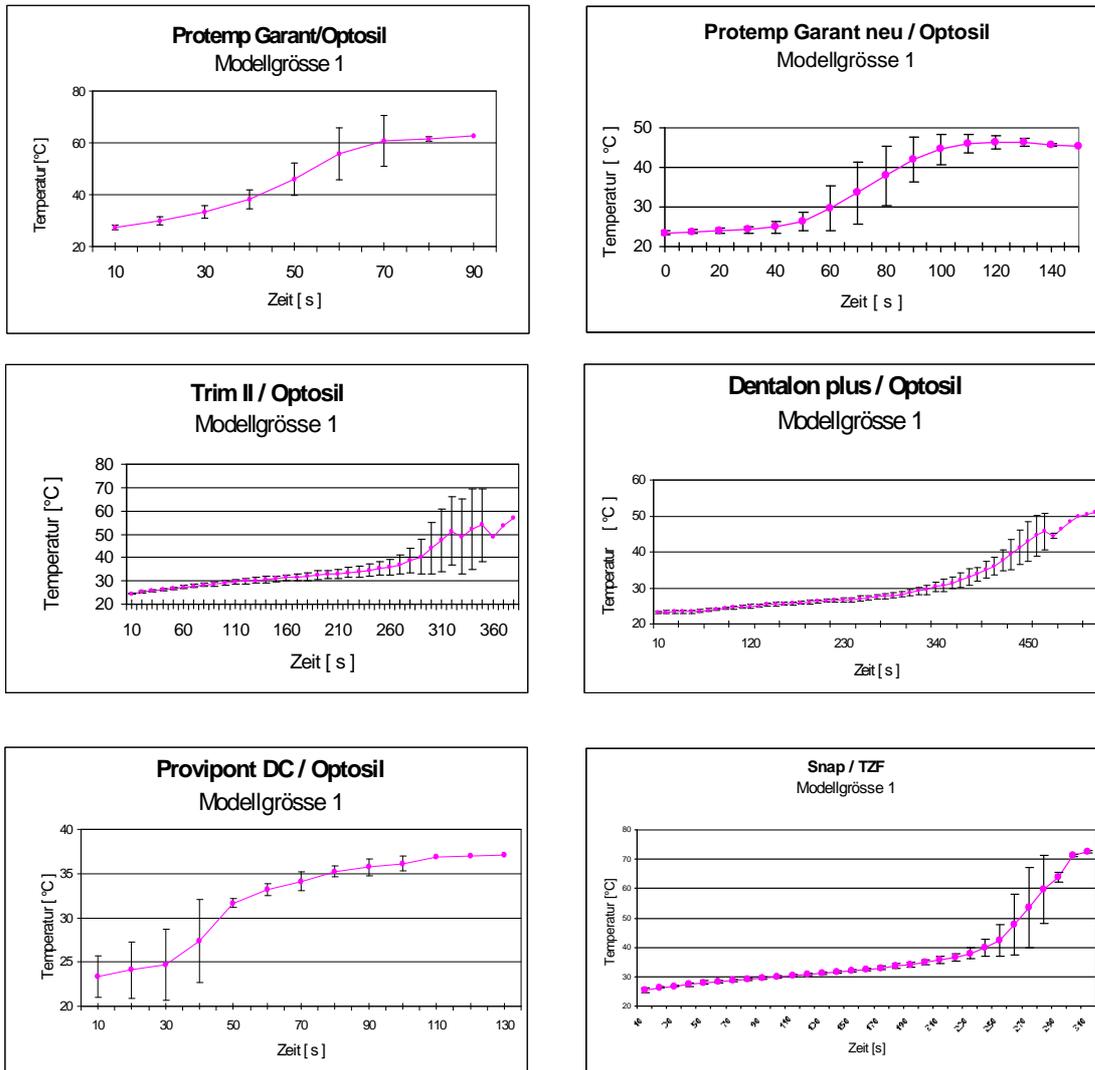
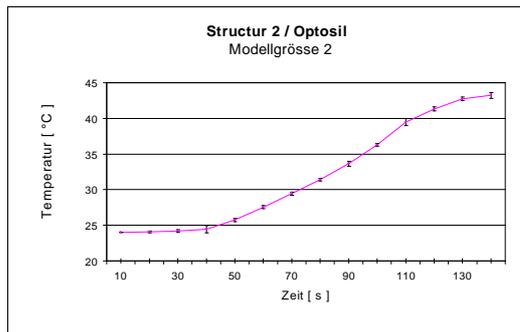
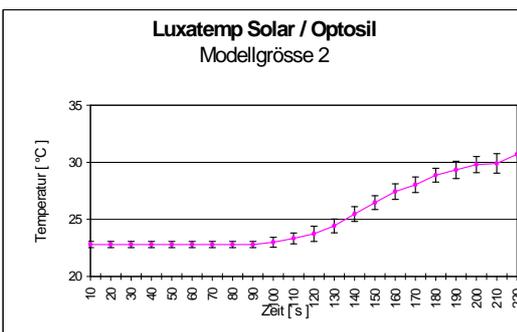
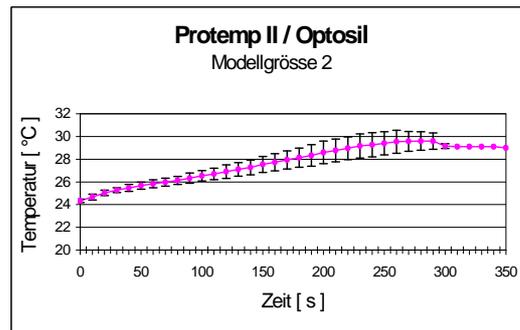
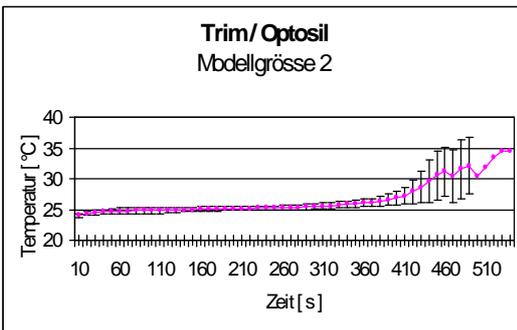
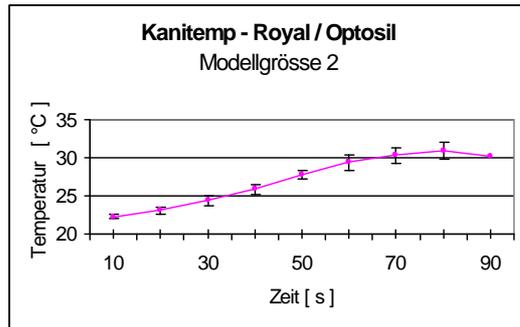
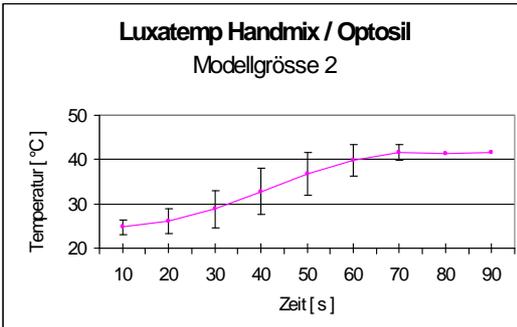
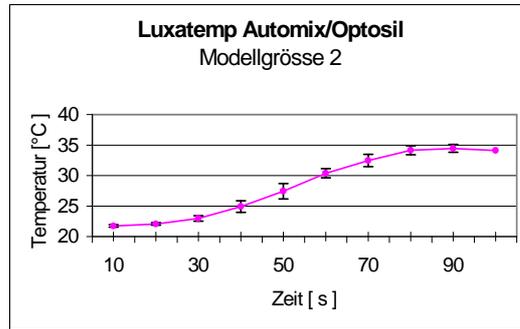
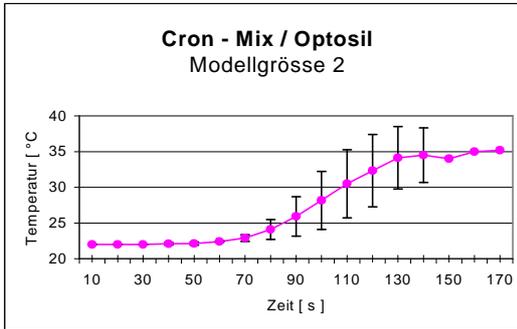


Abb. 6: Polymerisations-Zeitverlauf und Maximaltemperatur in Abhängigkeit vom Modellvolumen.



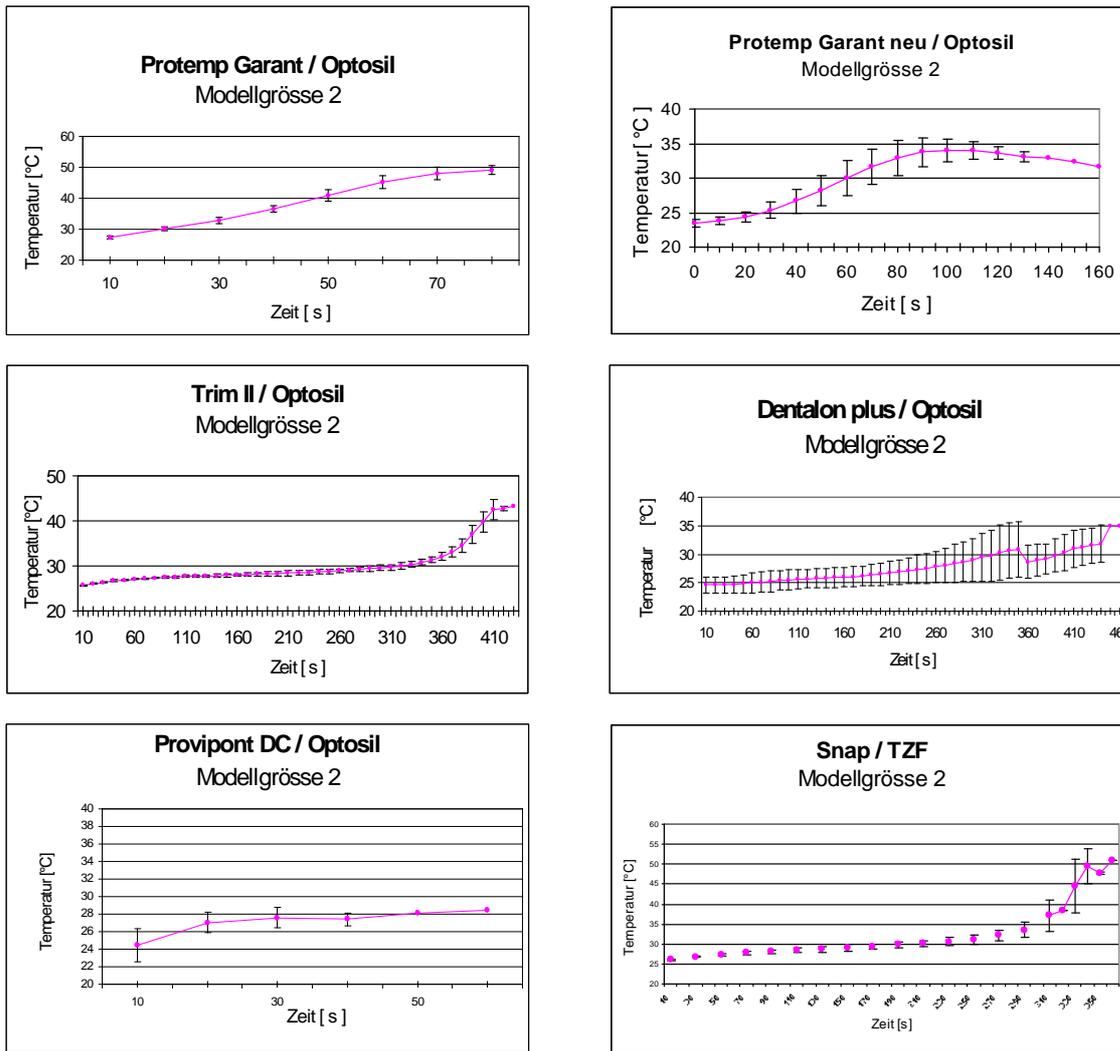
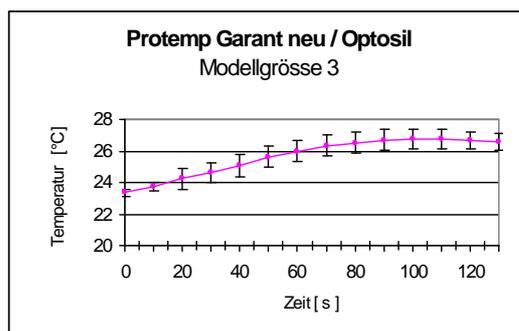
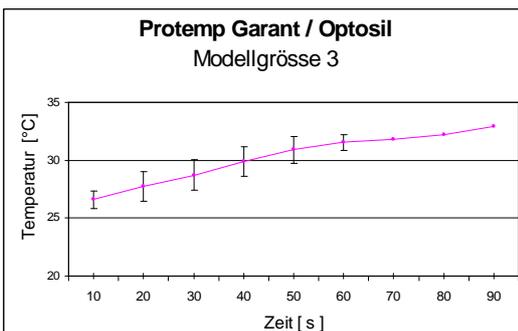
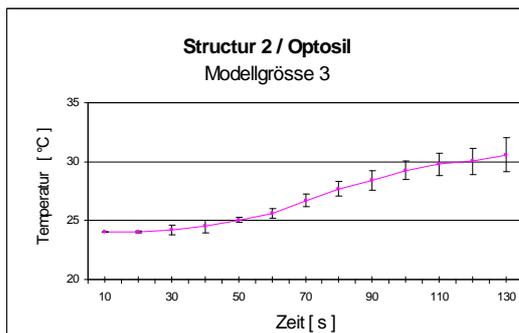
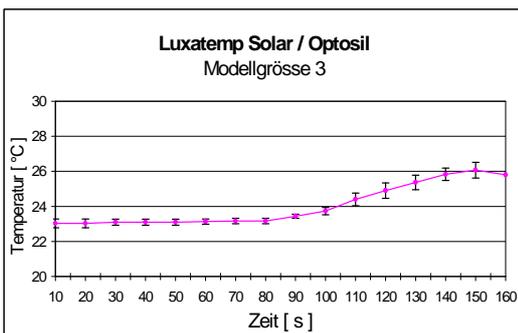
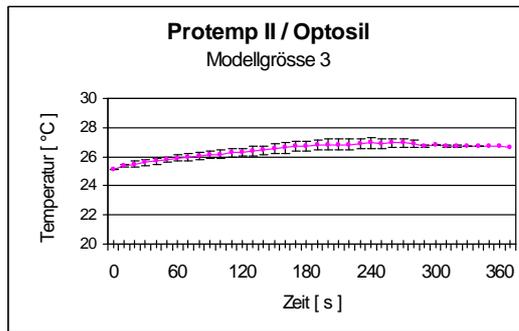
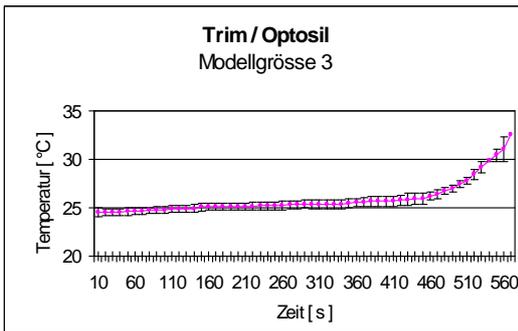
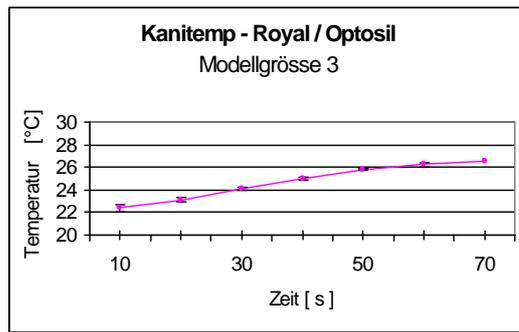
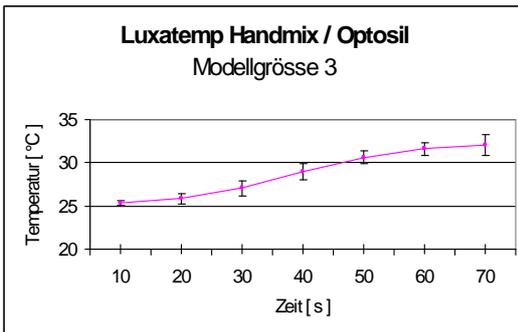
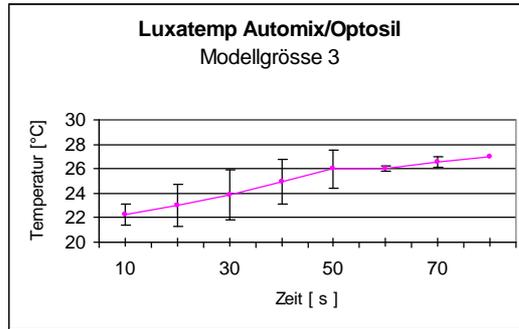
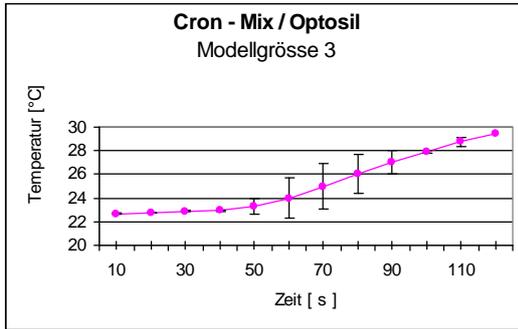


Abb. 6a: Polymerisations-Zeitverlauf und Maximaltemperatur in Abhängigkeit vom Modellvolumen.



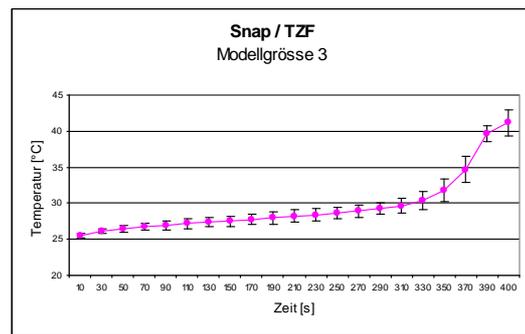
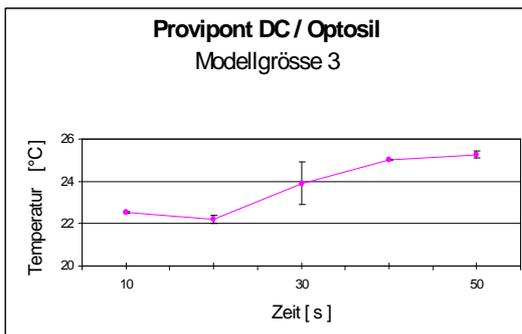
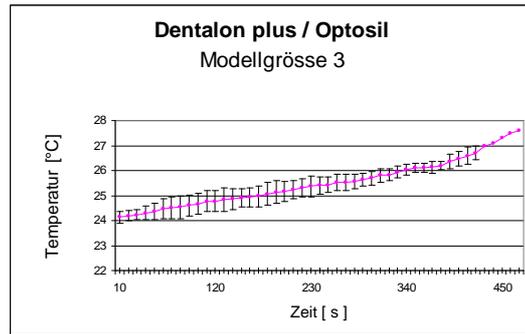
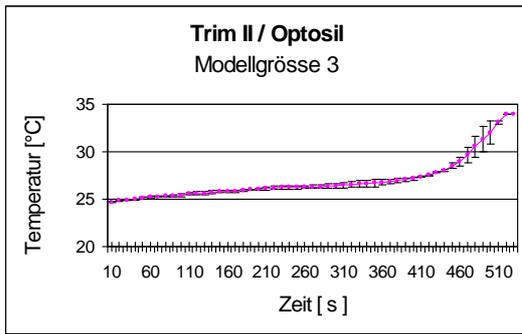
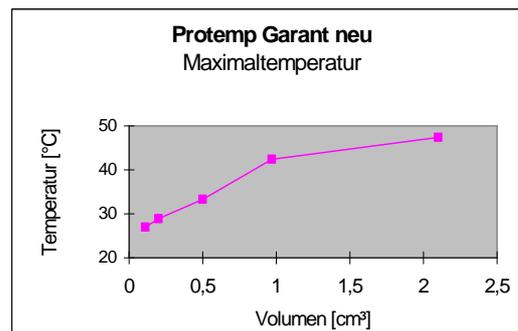
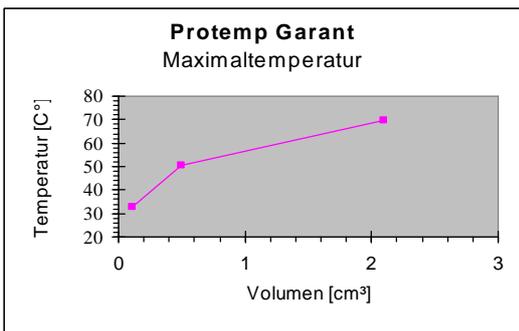
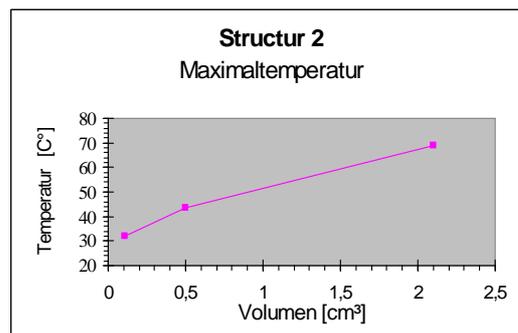
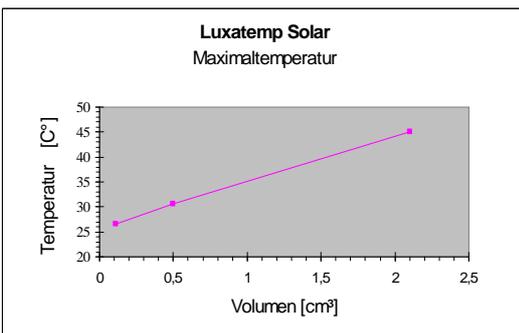
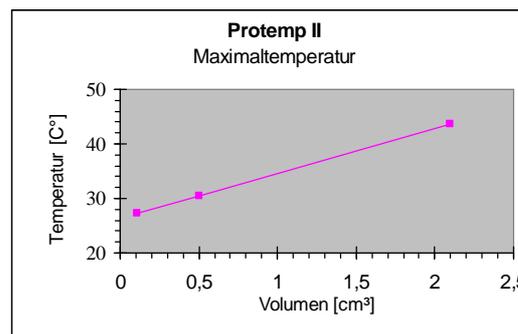
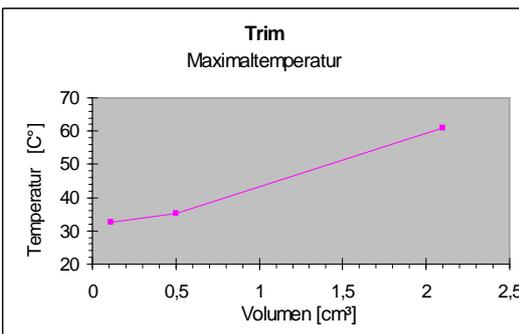
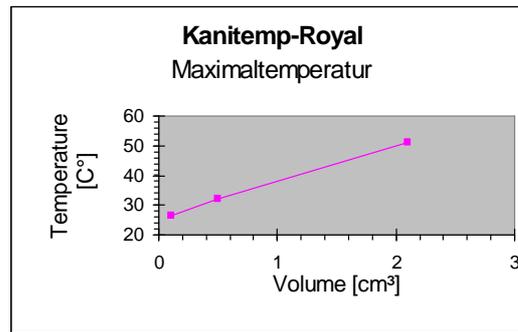
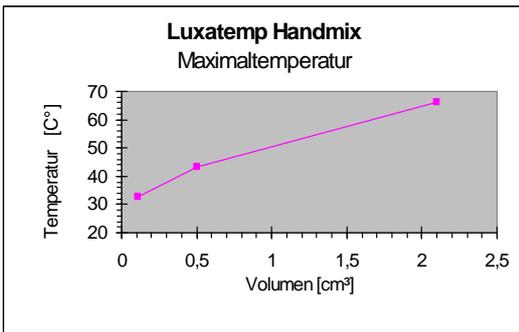
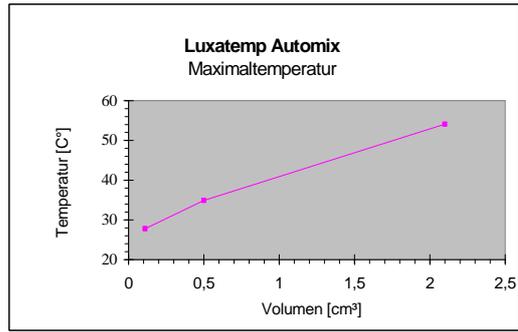
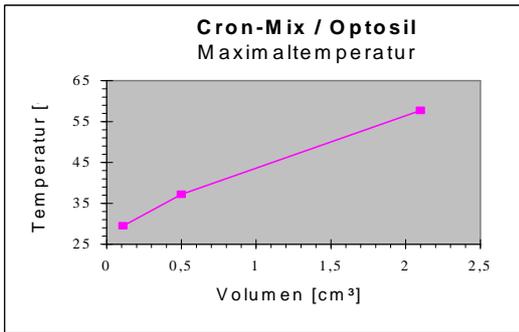


Abb. 6b: Polymerisations-Zeitverlauf und Maximaltemperatur in Abhängigkeit vom Modellvolumen.



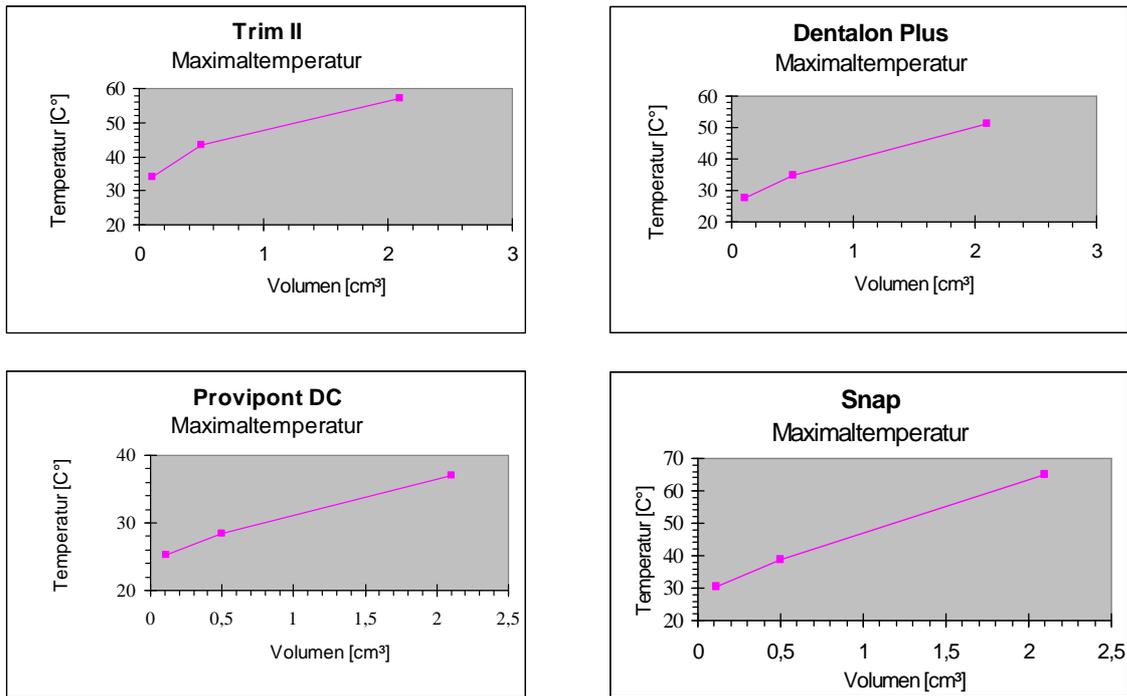


Abb. 6c: Polymerisations-Zeitverlauf und Maximaltemperatur in Abhängigkeit vom Modellvolumen.

Die erhöhte Variation (Standardabweichung) in der Anstiegsphase des Polymerisationstemperatur-Zeitverlaufes ist wahrscheinlich auf die Sensitivität der Polymerisationswärmeentwicklung auf minimale Variationen bei der Anmischung zurückzuführen. Bei höheren Volumina ist dieser Effekt noch stärker ausgeprägt. Diese Annahme beruht auf der Beobachtung, dass die Variationen im Mischungsverhältnis Polymer zu Monomer bei Handanmischverfahren größer als bei den besser kontrollierten Kartuschenverfahren sind.

Der Zeit-Temperaturverlauf ist in allen untersuchten Materialien biphasisch mit einem langsamen Anstieg im ersten Drittel der Messperiode, gefolgt von einem schnellen, annähernd linearen Temperaturanstieg im zweiten Drittel der Messperiode. Die zweite Phase wird durch einen langsamen Temperaturanstieg oder das Erreichen eines Temperaturplateaus abgelöst.

Bei den meisten Materialien liegen die Temperaturmaxima innerhalb der sensitiven (kritischen) Phase (Einbringphase bis Entnahmephase) und sind damit ein wesentlicher Faktor für die Beurteilung der Gewebetoxizität. Ausnahmen bilden die Werkstoffe *Trim*, *Trim II*, *Structur 2* und *Dentalon Plus*. Hier ist insbesondere *Structur 2* herauszuheben, da die gemessenen extremen Temperaturen von über 60,0 °C einschließlich der Maximaltemperatur von 68,7 °C erst nach der Entnahme des Kunststoffes (140 s nach Einbringen in die Modellform) erreicht werden und somit als biologische Risikofaktoren bei Arbeit nach Vorschrift vernachlässigt werden können.

Wesentlich für die Betrachtung der biologischen Risiken durch Wärmeschädigung ist neben der Maximaltemperatur auch die entwickelte Gesamtwärmemenge während der kritischen Phasen. Diese wird bestimmt vom Zeitpunkt des linearen Temperaturanstiegs, von der Steilheit des Temperaturanstiegs, vom Temperaturmaximum und der Zeitdauer der kritischen Phase (Einbringphase bis Entnahmephase). Die abgegebene Wärmemenge entspricht dem Integral der Temperaturkurve über dem kritischen Messzeitraum und wurde durch Addition der Fläche der einzelnen Zeitintervalle mit einer Genauigkeit von ± 200 arbiträren Einheiten geschätzt (Verglichen wurden nur die Wärmemengen in Modellgröße 1; nur die während der kritischen Phase abgegebene Wärmemenge ist relevant für Einflüsse auf das Dentalgewebe und spätere Phasen wurden deshalb nicht berücksichtigt).

Die Materialien lassen sich bezüglich der abgegebenen Gesamtwärmemenge in drei Klassen einteilen: Gruppe 1 (> 1000), Gruppe 2 (500-1000) und Gruppe 3 (< 500). Vergleichbar hohe Gesamtwärmemengen wurden abgegeben von *Cron-Mix* (1050), *Luxatemp Handmix* (1200), *Luxatemp Solar* (1000), *Structur 2* (1050), *Protemp Garant* (1200), *Protemp Garant neu* (1000), *Dentalon Plus* (1500). In die mittlere Gruppe fallen *Luxatemp Automix* (900), *Kanitemp Royal* (600), *Trim II* (700) und *Provipont DC* (750). In die Gruppe mit der niedrigsten Gesamtwärmeabgabe fallen *Trim* (250) und *Protemp II* (300).

Es wurden bisher nach unseren Erkenntnissen experimentell keine Grenzwerte bezüglich der abgegebenen Gesamtwärmemenge und dem Einsetzen von Gewebsschädigungen festgestellt, so dass diese Ergebnisse nur eine relative Aussage, aber keine Bewertung zulassen.

Ein Vergleich der materialspezifischen Maximaltemperaturen mit den entsprechenden Gesamtwärmeabgaben während der kritischen Phase ergeben Überschneidungen – die Materialien mit der größten Maximaltemperatur zeigen auch die höchste Abgabe an Gesamtwärmemenge. Allerdings gibt es Ausnahmen von dieser Regel in beide Richtungen. *Trim* und *Trim II* fallen durch extrem hohe Maximaltemperaturen auf, die allerdings außerhalb der kritischen Phase liegen und somit für die Betrachtung der Gesamtwärmemenge nicht berücksichtigt werden müssen. *Luxatemp Solar* und *Protemp Garant neu* dagegen zeichnen sich durch eine geringe Maximaltemperatur und durch eine hohe Gesamtwärmemengeabgabe während der kritischen Phase aus.

5.2.2 Tiefziehfolie (Messreihe 2)

Ähnlich wie bei der Verwendung von Silikonformen stiegen die gemessenen maximalen Polymerisationstemperaturen (Tabelle 9) mit dem Volumen der Modell-Negativform an, wobei auch hier der volumenabhängige Temperaturanstieg bei allen getesteten Materialien linear oder annähernd linear verlief. Die Steilheit des Anstieges und die gemessenen absoluten Temperaturmaxima variierten zwischen den Materialien deutlich und waren höher als die in Silikon gemessenen (vergleiche Tabelle 8 und 9).

Während sich die maximalen Temperaturen bei der kleinsten Modellgröße (110 mm³) auch hier in einem relativ engen Bereich einstellten (29,7–42,4 °C), waren sowohl die Variationsbreite mit $\Delta T_{3_{\max}} = 12,7$ °C (Silikon: $\Delta T_{3_{\max}} = 7,4$ °C) als auch die stoffspezifischen Maximaltemperaturen um durchschnittlich 5,2 °C höher als in Silikon.

In der größten Modellgröße variierten die Maximaltemperaturen zwischen 43,8 °C und 80,8 °C ($\Delta T_{1_{\max}} = 37,0$ °C) und waren damit sowohl in der Variationsbreite als auch in der durchschnittlichen Maximaltemperatur wesentlich höher als in Silikon ($\Delta T_{1_{\max}} = 32,8$ °C).

Wie bei Silikon zeigen die Ergebnisse auch hier, dass keine Vorraussagen aus gemessenen Temperaturmaxima in einem bestimmten Polymerisationsvolumen auf die absoluten Temperaturmaxima in anderen Volumina möglich sind. Zweitens zeigen sie, dass der steile volumenabhängige Anstieg der Temperaturmaxima bestimmte Materialien ungeeignet für hochvolumige Provisorien machen kann.

Im Gegensatz zu Silikonformen wurde bei einer Mehrheit der untersuchten Materialien in Tiefziehfolie bei einem Modellvolumen von 2080 mm³ (Modellgröße 1) ein zum Teil deutliches Überschreiten der biologisch tolerierbaren Maximaltemperaturen von 60 °C festgestellt. Die höchsten gemessenen Temperaturen überschreiten 70 °C (*Protemp Garant*, *Luxatemp Automix*) bzw. 80 °C (*Protemp Garant neu*). Nur bei *Provipont DC* und *Luxatemp Solar* blieben die Temperaturen unter 60 °C.

Obwohl die höchste, in Modellgröße 2 gemessene Temperatur nur 57,9 °C erreicht (*Protemp Garant neu*) und der Grenzwert unterschritten bleibt, ist dieser Wert auch hier deutlich höher als in Silikon.

Hinsichtlich des Anmischverfahrens ergab sich im Gegensatz zu Silikon keine tendenzielle Häufung von extremen Temperaturmaxima in bestimmten Verarbeitungsgruppen. Es ist allerdings anzumerken, dass die niedrigsten Maximaltemperaturen in der Gruppe 4 (Aushärtung mit Licht) gemessen wurden. Eine Korrelation der Temperaturen mit der chemischen Zusammensetzung des Materials konnte auch hier nicht gefunden werden.

Der Einfluss des Abformmaterials (Silikon oder Tiefziehfolie) hatte einen überraschend starken Einfluss auf die erreichten Maximaltemperaturen. Dieser Einfluss war wesentlich höher als der Einfluss der Verarbeitungsmethode und war bei einigen Materialien fast so entscheidend für die gemessenen Anstiege der Maximaltemperatur wie das Reaktionsvolumen.

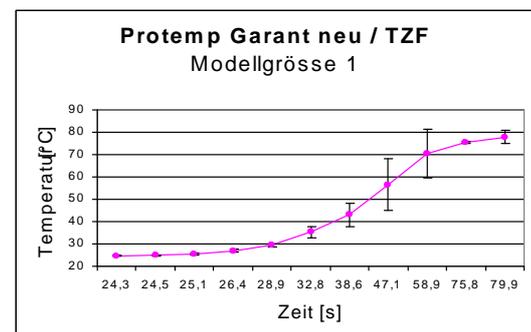
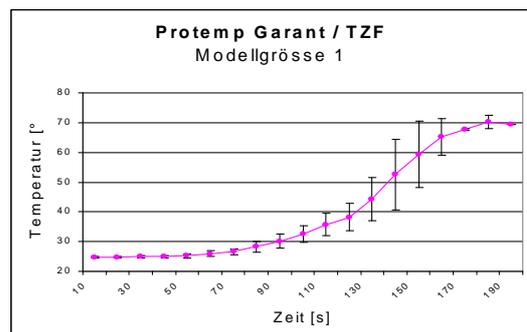
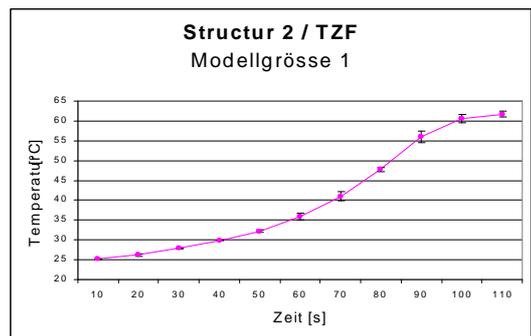
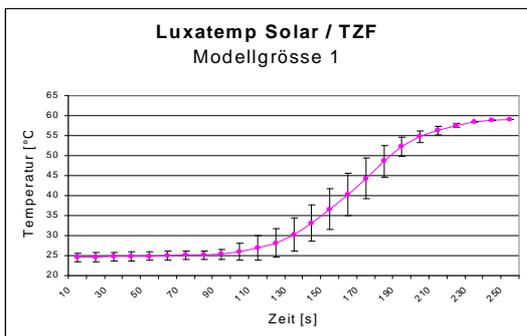
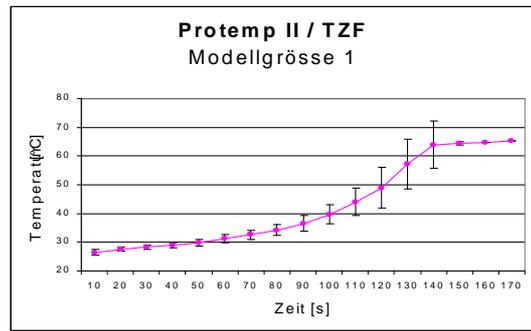
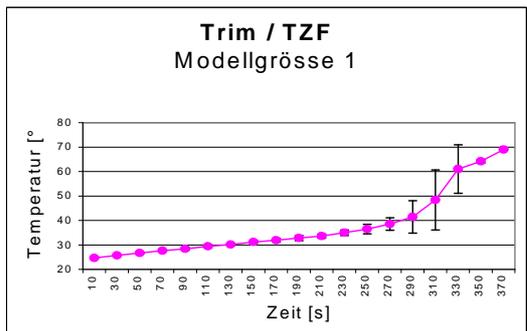
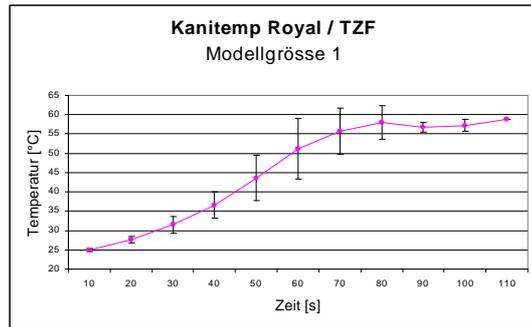
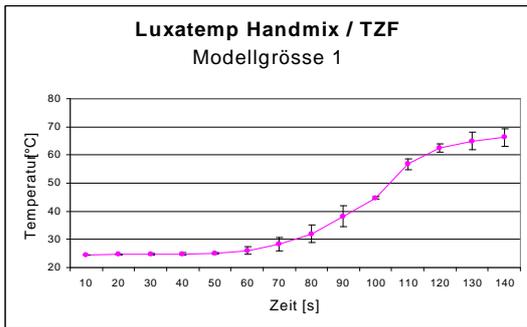
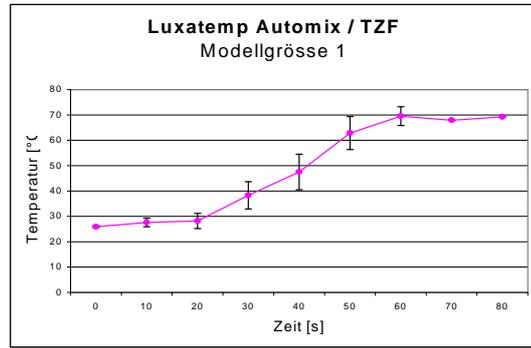
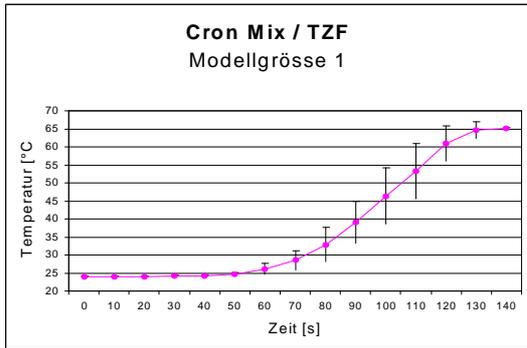
Die Wahl des Abformmaterials war verantwortlich für eine durchschnittliche Temperaturdifferenz von 10 °C ($T_{\max} \text{ TZF} - T_{\max} \text{ Silikon} = +10 \text{ °C}$), wobei die Schwankungsbreiten ΔT zwischen 33,4 °C und 2,9 °C lagen. Die größten Temperaturdifferenzen (über +15 °C) zwischen Silikon und Tiefziehfolie zeigten sich bei *Protemp Garant* (+33,4 °C), *Protemp II* (+27,8 °C), *Luxatemp Automix* (+18,7 °C) und *Dentalon Plus* (+16,6 °C). Nur bei *Structur 2* lag die Maximaltemperatur in Silikon niedriger als in Tiefziehfolie (ΔT 6,3 °C). Diese Differenzwerte beziehen sich auf Modellgröße 1. Sie sind geringer bei den Modellgrößen 2 und 3.

Im Vergleich stieg die Maximaltemperatur in Abhängigkeit vom Reaktionsvolumen in Tiefziehfolie im Durchschnitt um $\Delta T_{\text{TZF}} 18,6 \text{ °C/cm}^3$ und in Silikon um $\Delta T_{\text{Silikon}} 12,0 \text{ °C/cm}^3$. Die Schwankungsbreite lag hier zwischen $1,0 \text{ °C/cm}^3$ (*Provipont DC*) in Silikon und $1,2 \text{ °C/cm}^3$ in Tiefziehfolie (*Provipont DC*).

Tabelle 9: Maximale gemessene Polymerisationstemperaturen verschiedener pK&B Materialien in Tiefziehfolie (Statistische Mittelwerte, n = 3).

| Material | Maximale Polymerisationstemperatur in Tiefziehfolie [°C] | | |
|--------------------|--|----------------|----------------|
| | Modellgröße: 1 | Modellgröße: 2 | Modellgröße: 3 |
| Cron Mix | 67,1 | 44,5 | 37,5 |
| Luxatemp Automix | 72,8 | 51,2 | 39,7 |
| Luxatemp Handmix | 69,4 | 50,4 | 39,0 |
| Kanitemp Royal | 63,0 | 41,2 | 34,2 |
| Trim | 69,8 | 49,7 | 40,5 |
| Protemp II | 72,5 | 38,0 | 30,7 |
| Luxatemp Solar | 59,0 | 42,0 | 34,4 |
| Structur 2 | 62,5 | 45,8 | 36,7 |
| Protemp Garant | 72,4 | 48,3 | 33,8 |
| Protemp Garant neu | 80,8 | 57,9 | 36,1 |
| Trim II | 69,5 | 49,1 | 39,6 |
| Provipont DC | 43,8 | 32,4 | 29,7 |
| Dentalon Plus | 68,0 | 41,7 | 35,0 |
| Snap | 73,2 | 52,6 | 42,4 |

Die Temperatur – Zeitverläufe wurden in drei unabhängigen Experimenten für jedes Material und Volumengrößen 1, 2 und 3 bestimmt (Abbildungen 6, 6a-c, 7, 7a-c).



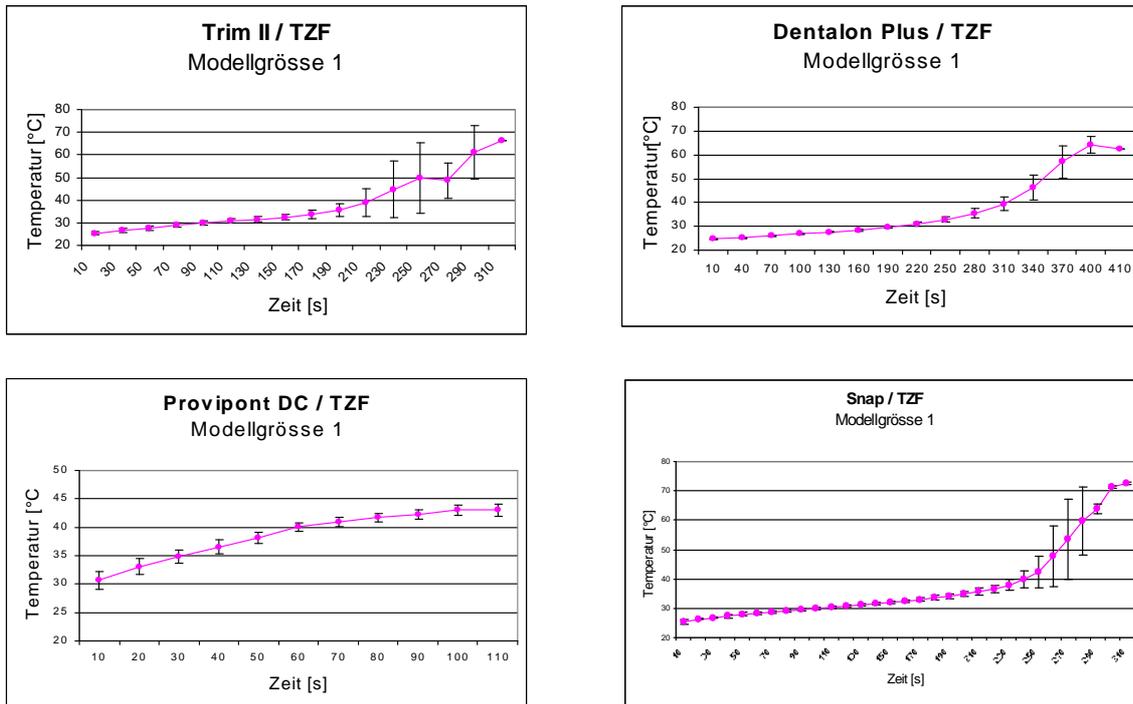
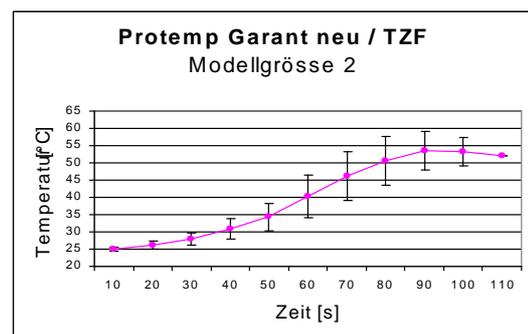
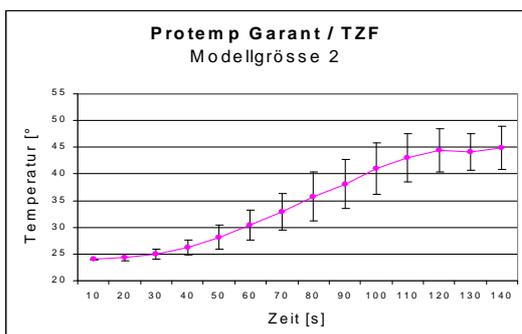
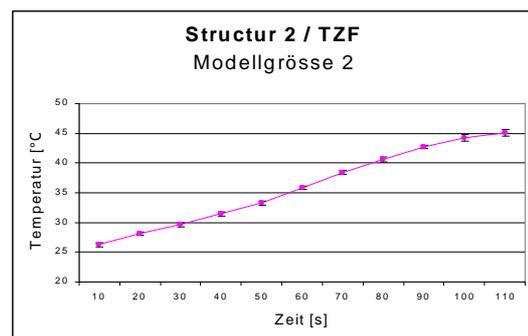
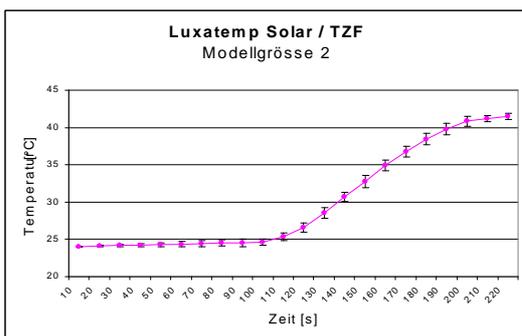
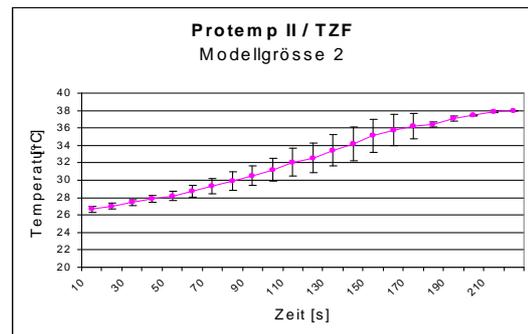
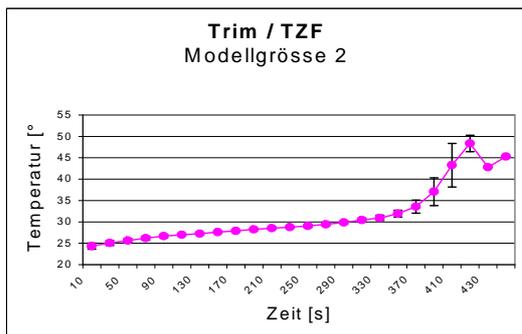
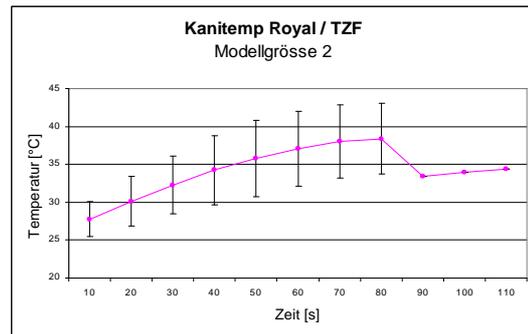
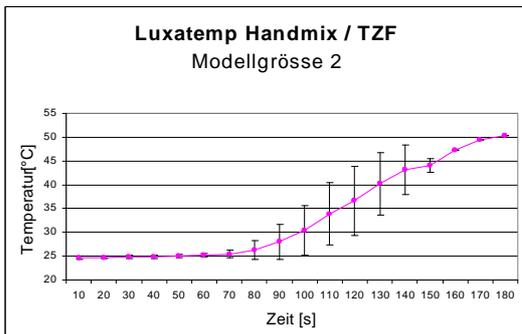
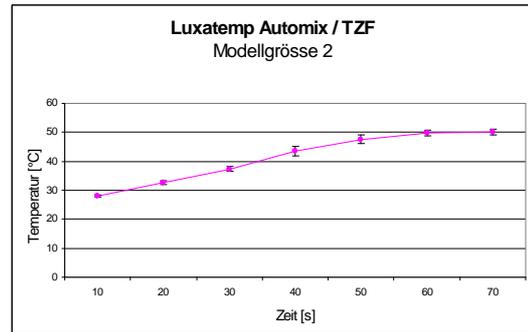
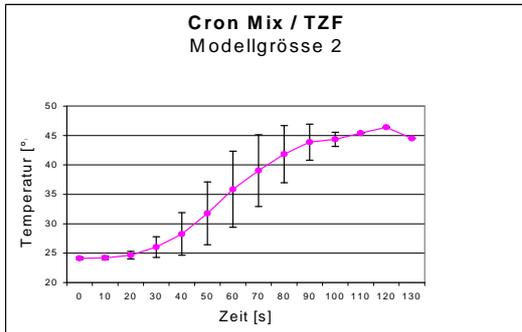
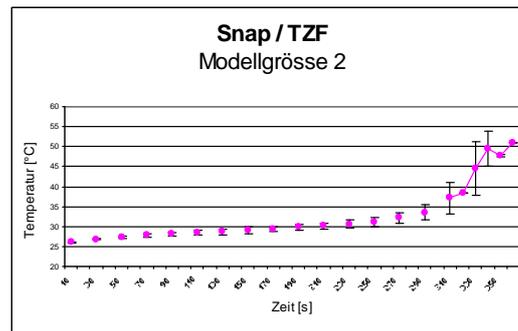
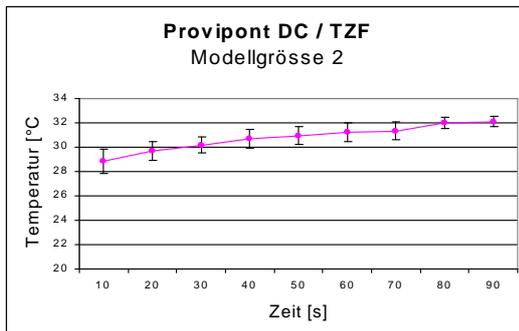
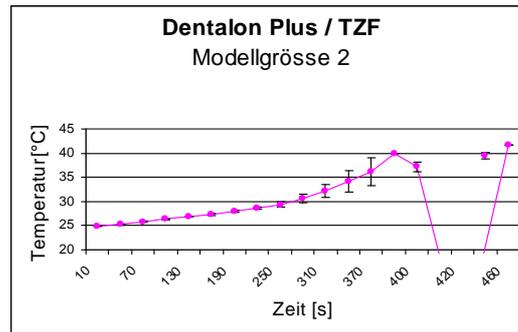
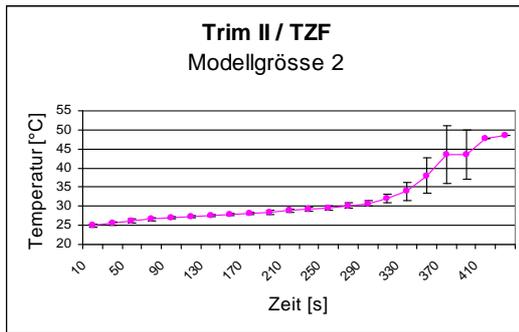
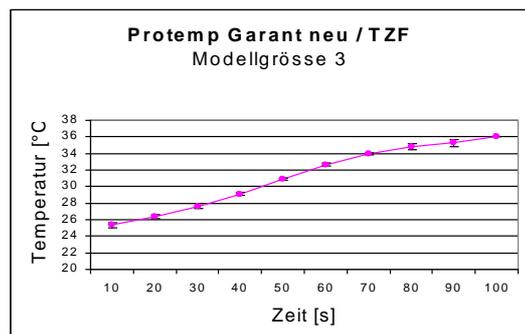
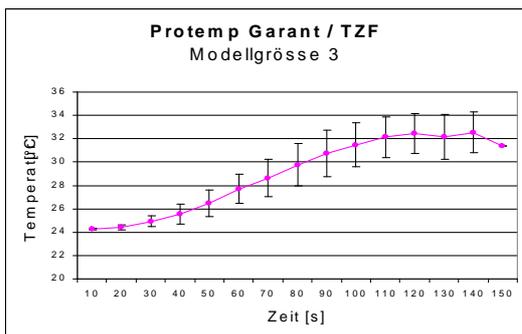
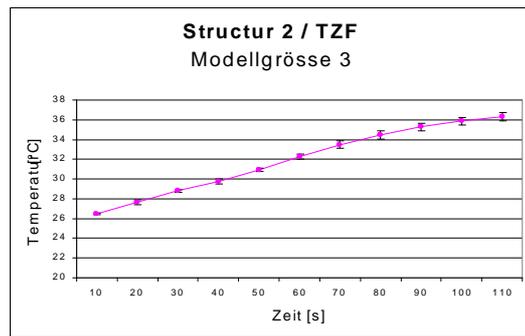
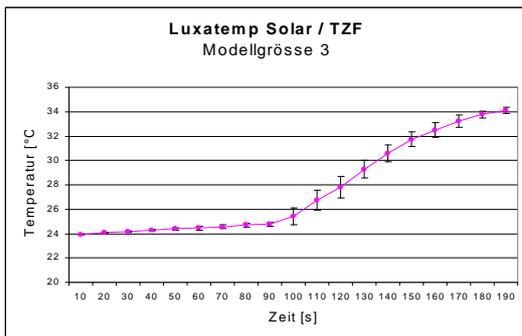
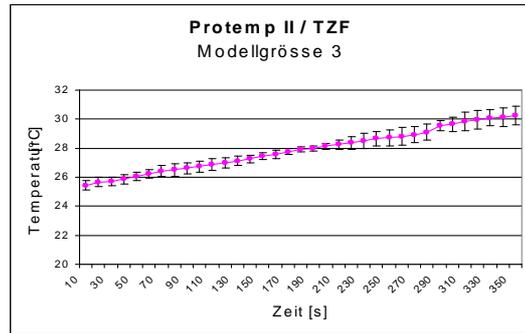
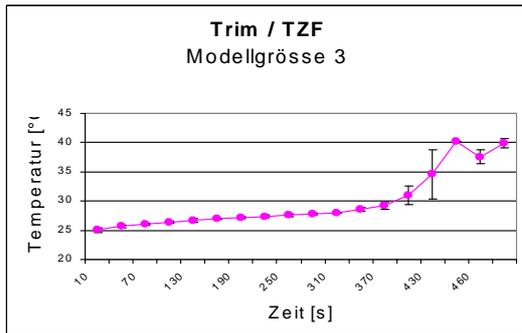
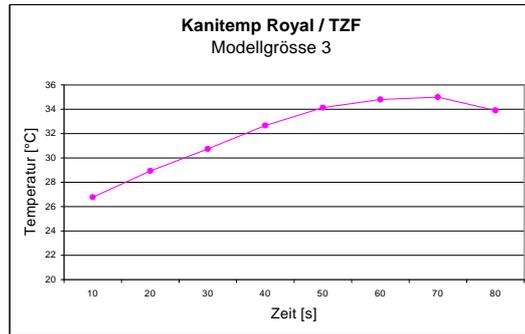
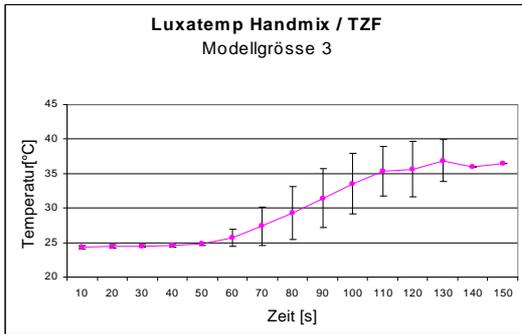
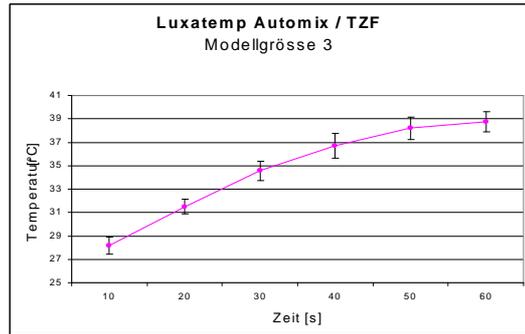
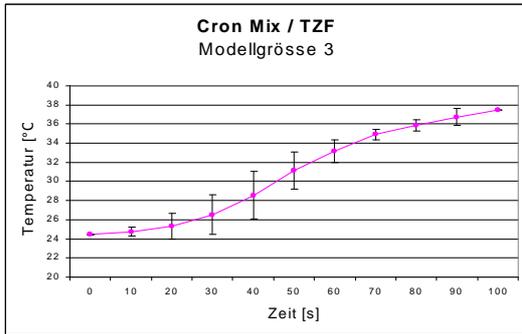


Abb. 7: Polymerisation – Zeitverlauf und Maximaltemperatur in Abhängigkeit vom Modellvolumen.







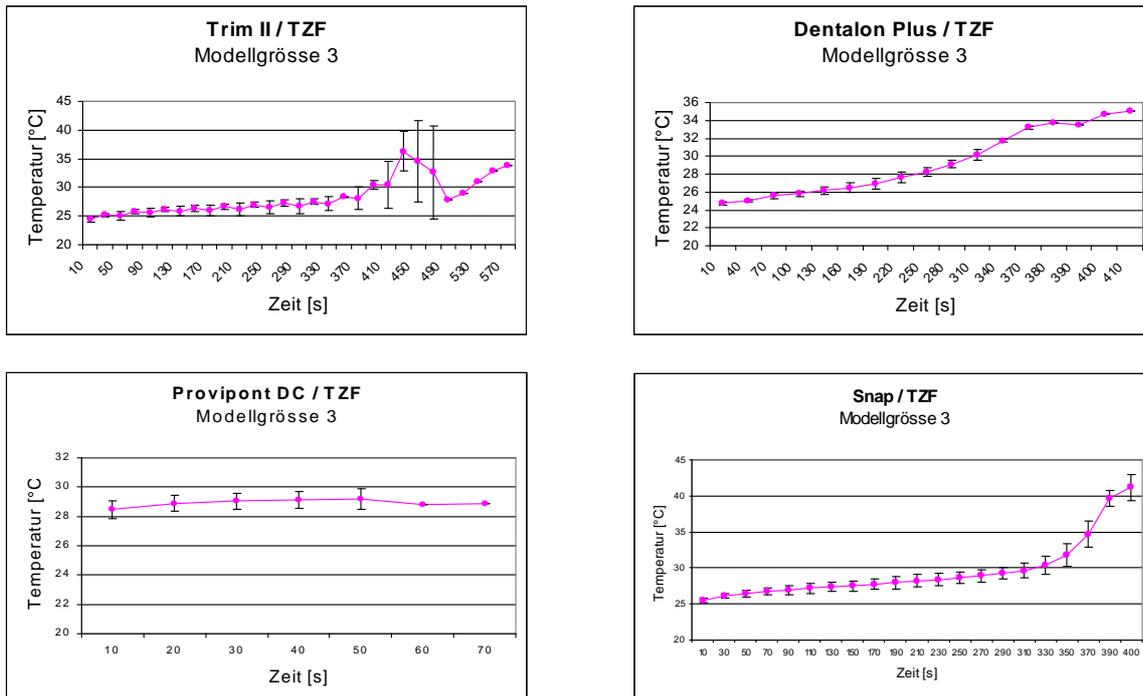
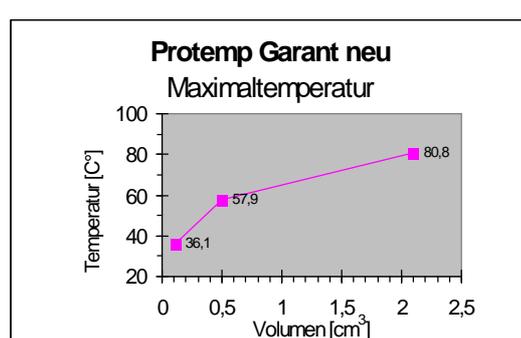
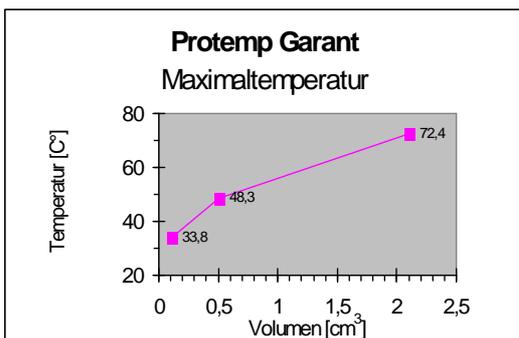
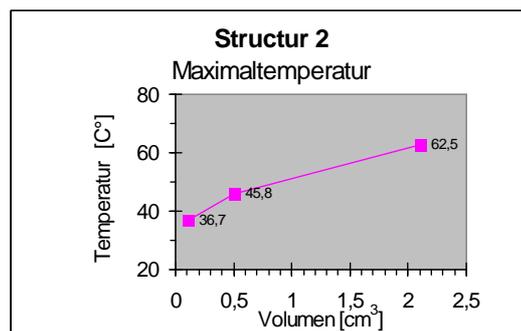
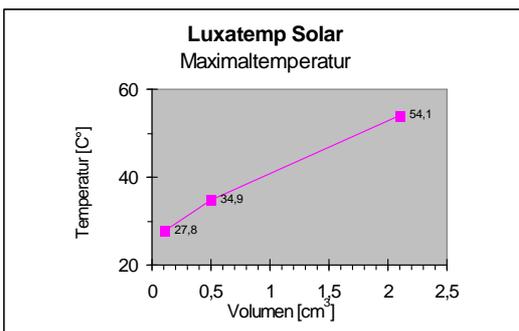
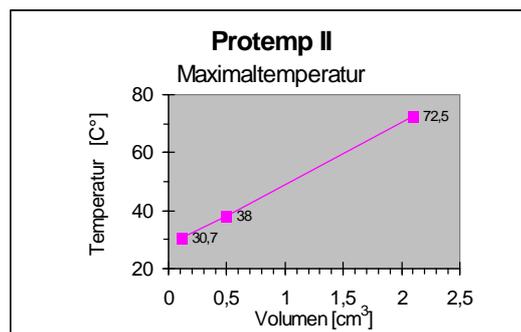
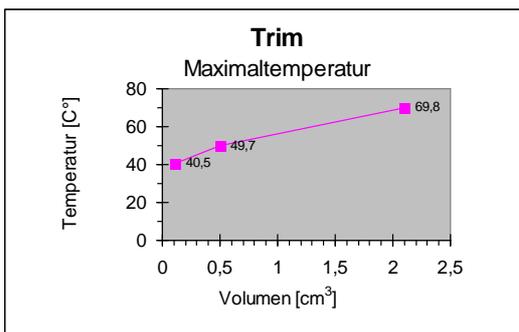
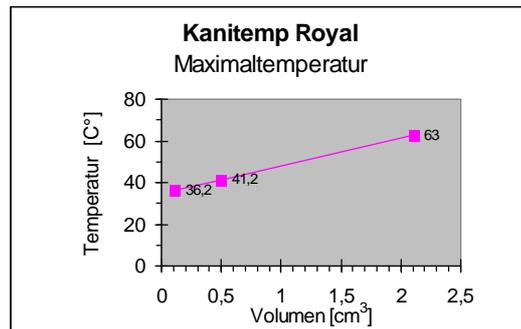
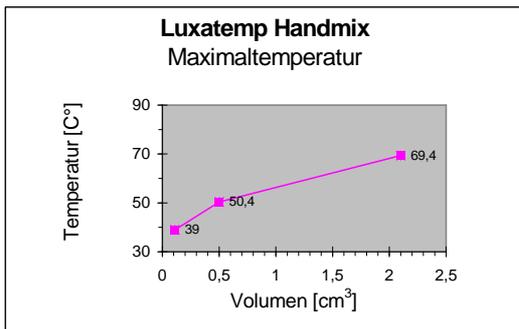
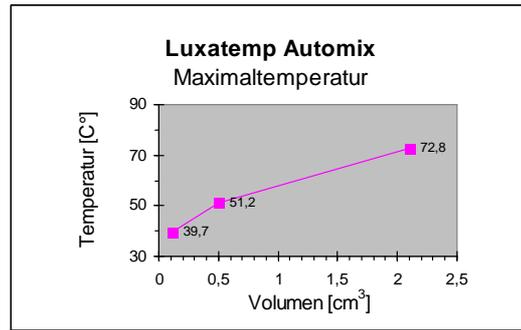
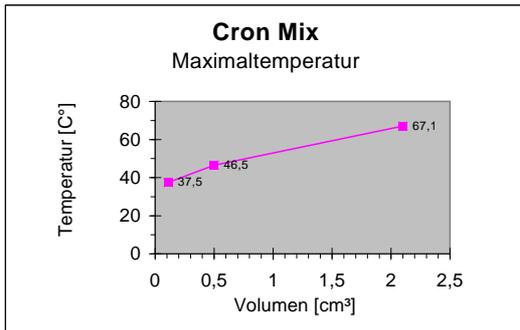


Abb. 7b: Polymerisation – Zeitverlauf und Maximaltemperatur in Abhängigkeit vom Modellvolumen.



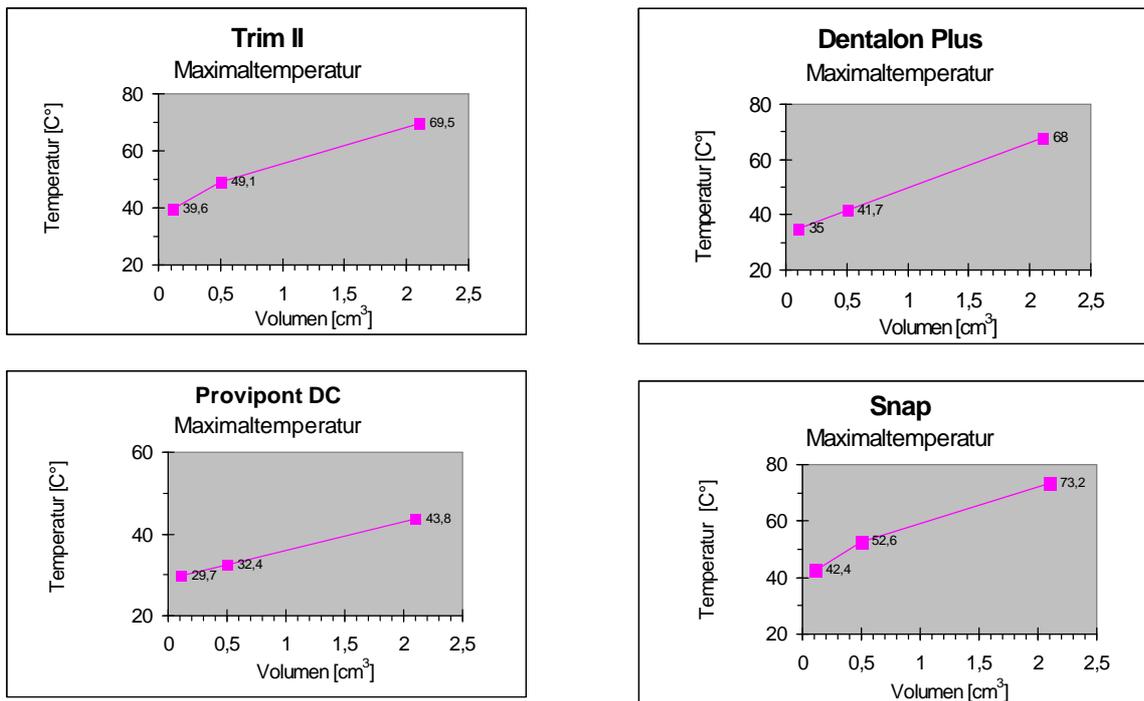


Abb. 7c: Polymerisation – Zeitverlauf und Maximaltemperatur in Abhängigkeit vom Modellvolumen.

Grundsätzlich verhält sich der Temperatur-Zeitverlauf bei der Polymerisation in Modellen aus Tiefziehfolie wie in Modellen aus Silikon (siehe 5.2.1). Hier soll deshalb nur auf die unterschiedlichen Ergebnisse eingegangen werden.

Obwohl wie in Silikon deutlich biphasisch, zeigt die Betrachtung des Zeit-Temperatur-Verlaufs ein schnelleres Erreichen der Anstiegsphase in Tiefziehfolie als in Silikon. Die Größe der Zeitverschiebung ist materialabhängig und variiert zwischen 15 s und 20 s. Infolge des zeitigeren Einsetzens der Wärmeentwicklung in der Polymerisationsphase werden auch die Maximaltemperatur und das Temperaturplateau schneller erreicht. Wie bereits erwähnt, ist die erreichte Maximaltemperatur in Tiefziehfolie deutlich höher als in Silikon, die Steilheit des Temperaturanstieges ist daher in den meisten Fällen ebenfalls erhöht. Dies trifft für alle Modellgrößen gleichermaßen zu.

Eine wesentliche Folge der Linksverschiebung des Temperaturanstieges und des Erreichens der Temperaturmaxima ist, dass, mit Ausnahme von *Trim*, *Trim II* und *Snap*, die Temperaturmaxima innerhalb der sensitiven Phase (Einbringphase bis Entnahmephase) liegen. Die Temperaturmaxima von *Structur 2* und *Dentalon Plus*, im Gegensatz zur Situation in Silikon, befinden sich jetzt ebenfalls innerhalb der kritischen Phase.

5.3 Biegebruchfestigkeit und Biegemoment

Bei der Betrachtung der Biegebruchfestigkeit zerfallen die untersuchten pK&B Materialien in drei Klassen (Tabelle 10, Abbildung 8). Sechs Werkstoffe weisen eine sehr hohe Biegebruchfestigkeit in einem Intervall zwischen 57,6–65,5 N/mm² auf. Die zweite Klasse mit einer mittleren Festigkeit zwischen 54,3 und 35,5 N/mm² besitzt immer noch eine ausreichende Festigkeit, obwohl diese im Vergleich zur Klasse 1 um etwa 20-40 % reduziert ist. Die dritte Klasse (*Structur 2*) ist durch eine niedrige Festigkeit gekennzeichnet (17 N/mm²).

Im Vergleich der Biegebruchfestigkeit mit den gemessenen Maximaltemperaturen ergibt sich eine Korrelation zwischen extrem hohen T_{\max} und Biegebruchfestigkeiten der Gruppe 2 und 3 (Tabellen 9, 10, 11). Dieser Zusammenhang ist besonders deutlich im Bezug zu den in Silikon gemessenen Maximaltemperaturen. Kein statistischer Zusammenhang der Biegebruchfestigkeit lässt sich mit den gemessenen Gesamtwärmemengen, den Anmischverfahren oder der chemischen Materialzusammensetzung herstellen.

Tabelle 10: Biegebruchfestigkeit einzelner pK&B Materialien in N/mm² im Vergleich mit T_{\max} in Silikon und TZF (Modellgröße 3)

| Biegebruchfestigkeit | | | |
|----------------------|----------------------------|-----------------|-------------|
| Material | b_B [N/mm ²] | T_{\max} [°C] | |
| | | Silikon Gr 3 | TZF Gr 3 |
| Cron Mix I | 48,4 | 32,9 | 37,5 |
| Luxatemp Automix | 58,1 | 27,8 | 39,7 |
| Luxatemp Handmix | 40,3 | 32,9 | 39,0 |
| Kanitemp Royal | 38,2 | 26,5 | 34,2 |
| Trim | 35,5 | 32,6 | 40,5 |
| Protemp II | 62,8 | 27,2 | 30,7 |
| Luxatemp Solar | 62,2 | 26,5 | 34,4 |
| Structur 2 | 17,0 | 31,8 | 36,7 |
| Protemp Garant | 54,3 | 29,5 | 33,8 |
| Protemp Garant neu | 62,1 | 27,0 | 36,1 |
| Trim II | 36,7 | 34,0 | 39,6 |
| Dentalon Plus | 65,2 | 27,4 | 29,7 |
| Provipont DC | 57,6 | 25,4 | 35,0 |
| Snap | 35,8 | 30,4 | 42,4 |

Der Vergleich der untersuchten Materialien hinsichtlich Biegebruchfestigkeit und Maximaltemperatur lässt einen Zusammenhang finden. Die Materialien mit der höchsten Biegebruchfestigkeit bei Werten über 60 N/mm² zeigen in der kleineren Modellgröße Maximaltemperaturen um 27 °C.

Die Materialien, die Biegebruchfestigkeitswerte um 36 N/mm² aufweisen, hatten bei T_{\max} Werte zwischen 26 °C und 34 °C. Das Material mit dem niedrigsten Biegebruchfestigkeitswert von 17 N/mm² hatte eine T_{\max} von über 30 °C.

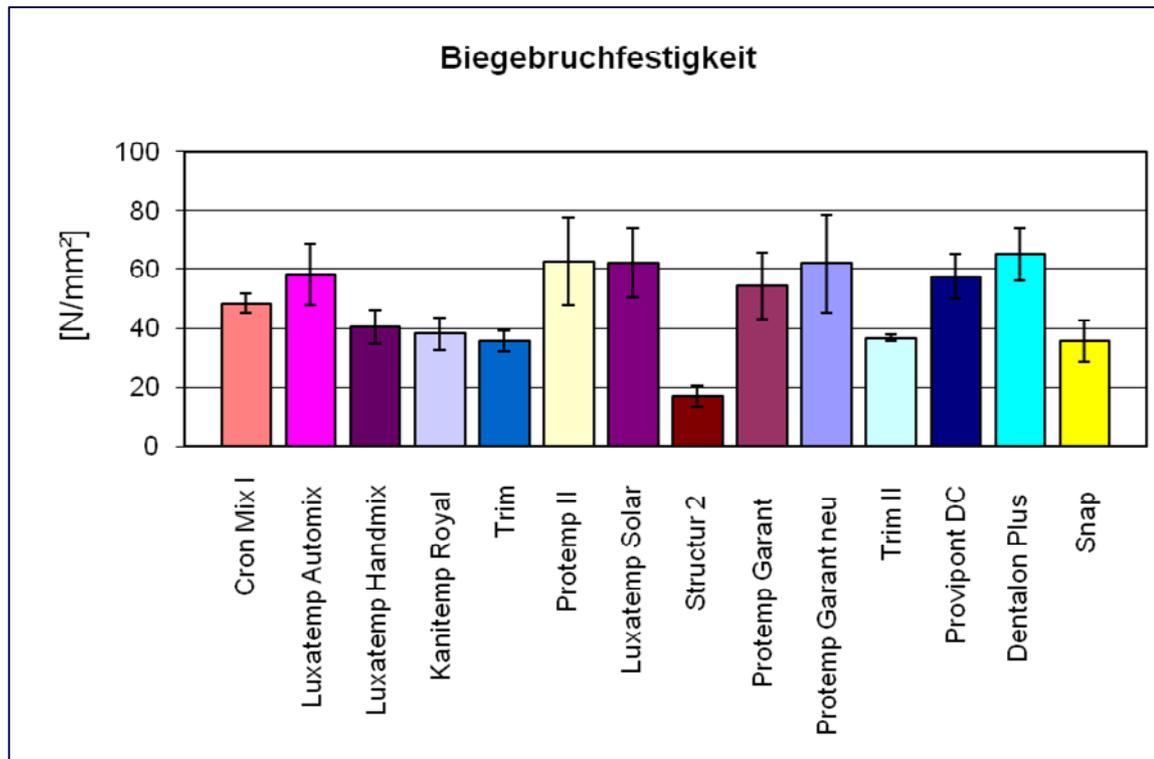


Abb. 8: Biegebruchfestigkeit verschiedener pK&B Materialien.

Die höchste Biegebruchfestigkeit weist *Dentalon Plus* mit $65,2 \text{ N/mm}^2$ auf. Es folgen weiter mit über 60 N/mm^2 *Protemp II*, *Luxatemp Solar* und *Protemp Garant neu*. Den niedrigsten Wert von 17 N/mm^2 zeigt *Structur 2*. Die anderen Materialien liegen mit ihren Biegebruchfestigkeitswerten zwischen 35 und 58 N/mm^2 .

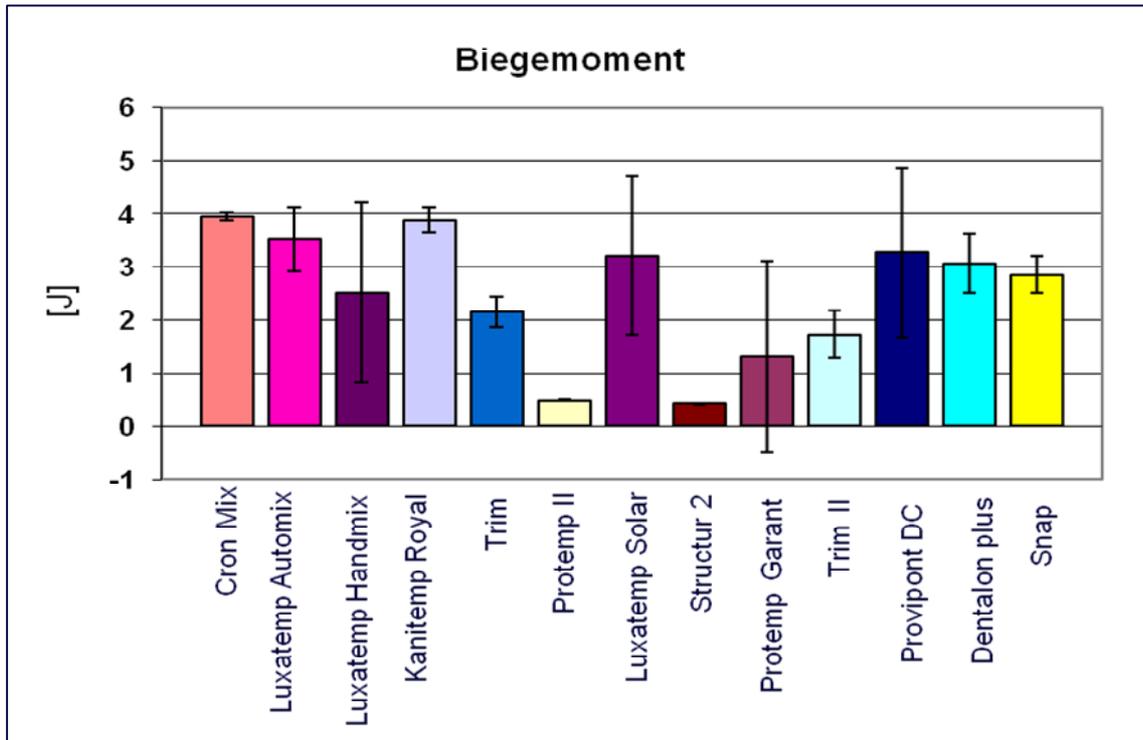


Abb. 9: Vergleich der Biegemomente verschiedener pK&B Materialien.

Im Wesentlichen spiegeln die Resultate der Biegemomentbestimmung (Abbildung 9) die bei der Biegefestigkeit gefundenen Erwartungen wider: Die Materialien mit einer geringeren Biegefestigkeit zeigen auch ein geringeres Biegemoment. Allerdings ist diese Korrelation nicht direkt und es gibt wichtige Ausnahmen. *Protemp II*, ein Klasse 1 Material hinsichtlich der Biegefestigkeit zeigt ein sehr geringes Biegemoment. *Kanitemp Royal* und *Snap*, mit einer geringen Festigkeit haben ein durchschnittliches (*Snap*) oder hohes (*Kanitemp Royal*) Biegemoment.

5.4 Härte

Die Ergebnisse der Härtebestimmung (Vickershärte) sind in Abbildung 10 zusammengefasst. Sie zeigen, dass sich die Materialien in einem Variationsbereich von 400 ± 100 N/mm² (Variationsbreite 25 %) befinden. Eine Ausnahme bildet *Cron Mix T* mit einer Härte von unter 300 N/mm². Es lassen sich keine Zusammenhänge zwischen den Verarbeitungsgruppen bzw. den Stoffklassen ableiten.

Auch hinsichtlich der Maximaltemperatur und einer davon ableitbaren höheren oder niedrigeren Härte ist kein Zusammenhang erkennbar.

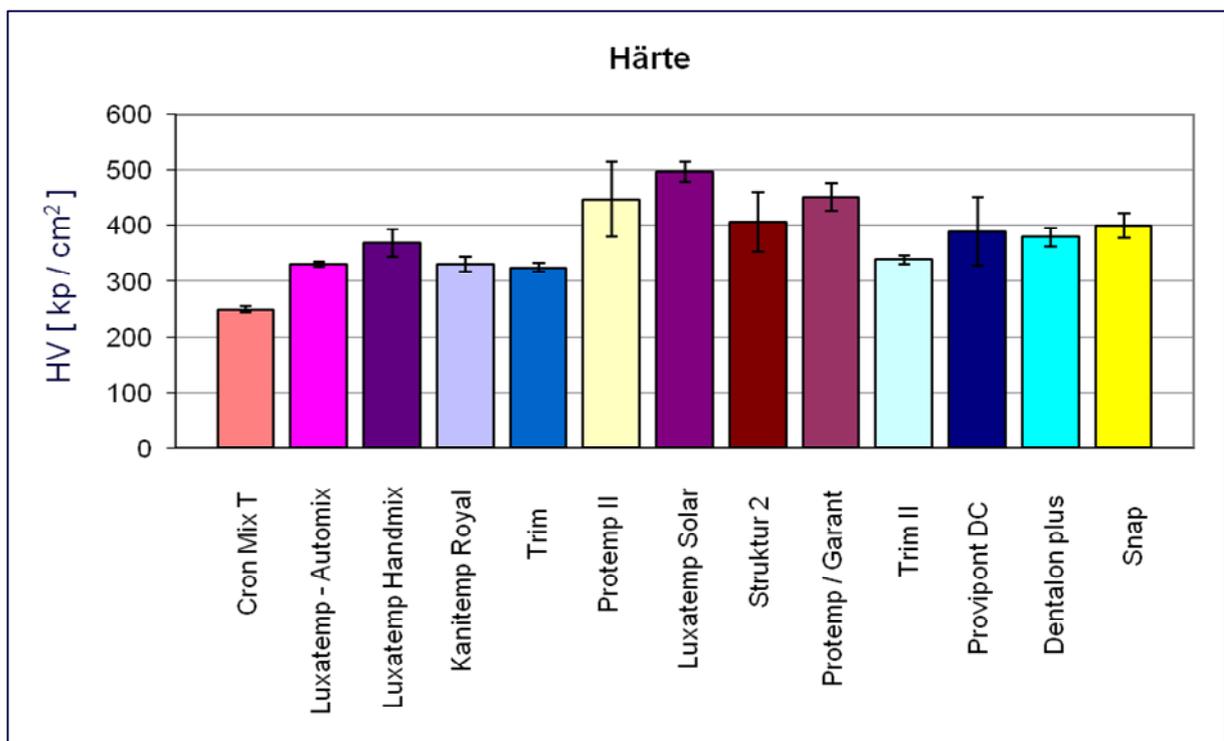


Abb. 10: Vergleich der Härte (Vickershärte HV [N/mm²]) verschiedener pK&B Materialien.

Anliegen dieser Arbeit war es, neben der Messung der oberflächennahen Polymerisationstemperaturen in Abhängigkeit von Zeit, Volumen und Verarbeitungsweise, auch die Biegefestigkeit und Härte der pK&B Materialien zu untersuchen.

Tabelle 11: Vergleich von 14 pK&B Materialien hinsichtlich der Parameter Verarbeitungsmethode, Biegefestigkeit und Polymerisations-Maximaltemperatur (Modellgröße 1; Sil = Silikon, TZF = Tiefziehfolie).

| Material | Zusammensetzung | Verarbeitung | Biegefestigkeit | Sil/TZF |
|--------------------|--------------------|----------------------------|----------------------|-----------------------|
| | | | [N/mm ²] | T _{max} [°C] |
| Cron Mix | Bis-Acryl-Composit | Paste/Paste | 48,4 | 69,9/67,1 |
| Luxatemp Automix | Bis-Acryl-Composit | Paste/Paste (Kartusche) | 58,1 | 54,1/72,8 |
| Luxatemp Handmix | Bis-Acryl-Composit | Paste/Paste | 40,3 | 66,3/69,4 |
| Kanitemp Royal | Bis-GMA | Paste/Paste (Kartusche) | 38,2 | 51,0/63,0 |
| Trim | IBMA | Pulver/ Flüssigkeit | 35,5 | 60,9/69,8 |
| Protemp II | Bis-Acryl-Composit | Paste/Paste | 62,8 | 43,7/72,5 |
| Luxatemp Solar | Bis-GMA | Paste/Paste (Kartusche) | 62,2 | 45,0/59,0 |
| Structur 2 | Methacrylat (PMMA) | Paste/Paste (Kartusche) | 17,0 | 68,7/62,5 |
| Protemp Garant | Bis-Acryl-Composit | Paste/Paste (Kartusche) | 54,3 | 57,7/72,4 |
| Protemp Garant neu | Bis-Acryl-Composit | Paste/Paste (Kartusche) | 62,1 | 47,4/80,8 |
| Trim II | IBMA | Pulver/ Flüssigkeit | 36,7 | 65,1/69,5 |
| Provipont DC | Bis-GMA | Paste/Paste (Kartusche) | 57,6 | 37,1/43,8 |
| Dentalon Plus | IBMA | Pulver/ Flüssigkeit | 65,5 | 51,4/68,0 |
| Snap | Ethyl-methacrylat | Pulver/ Flüssigkeit | 35,8 | 64,8/73,2 |

Die gemessenen Härten liegen zwischen etwa 500 und 330 kp/mm² und bewegen sich damit innerhalb eines Variationsbereiches von unter 25 %. Einzige signifikante Ausnahme ist *CronMix T* mit einer Härte von nur 250 kp/mm². Diese Ausnahme kann nicht auf das Anmischverfahren oder die Chemie des Monomers zurückgeführt werden.

Die Biegefestigkeit der untersuchten Materialien liegt zwischen 65,5 und 17,0 N/mm². Eine Einteilung in drei Gruppen ist möglich: Gruppe 1: 55–66 N/mm²; Gruppe 2: 30–55 N/mm² und Gruppe 3: < 35 N/mm². Die meisten der untersuchten Materialien fallen in die Gruppen 1 und 2, nur *Structur 2* ist ein Gruppe-3-Material mit extrem niedriger Biegefestigkeit von nur 17 N/mm². Dieses Resultat ist in Übereinstimmung mit anderen Arbeiten [6, 41], die für PMMA und IBMA Materialien generell niedrige Festigkeiten feststellten [49, 71]. Eine tendenziell feststellbare höhere Festigkeit von Kartuschensystemen ist statistisch nicht signifikant. Ebenfalls nicht signifikant sind Korrelationen zwischen Monomerchemie und Festigkeit. Eine von anderen Autoren [4] beschriebene extreme Variabilität der Biegefestigkeiten und Härten konnte hier nicht gefunden werden.

Ein Vergleich der Biegebruchfestigkeit mit den Polymerisations-Maximaltemperaturen lässt eine umgekehrte Abhängigkeit erkennen (Tab. 12): Materialien mit der höchsten T_{max} zeigen eine geringere Biegefestigkeit als Materialien mit geringerer T_{max}. Dieser Unterschied zeigt Signifikanz bei Berücksichtigung der oben definierten Festigkeitsgruppen.

Tabelle 12: Vergleich Biegefestigkeit und Temperaturmaximum

| | Biegefestigkeit [N/mm ²] | T _{max} [°C] | |
|----------|---|--------------------------|------|
| | | Sil | TZF |
| Gruppe 1 | 55 – 66 | 46,5 | 64,1 |
| Gruppe 2 | 30 – 55 | 63,1 | 69,3 |
| Gruppe 3 | 17 | 68,7 | 62,7 |

In Gruppe 1 (55–66 N/mm²) beträgt die durchschnittliche $T_{\max} = 46,5 \text{ °C}$ (64,1 °C in TZF), in Gruppe 2 (30–55 N/mm²) ist die durchschnittliche $T_{\max} = 63,1 \text{ °C}$ (69,3 °C in TZF). Diese Korrelation ist bei Tiefziehfolie stärker ausgeprägt als bei Silikonmaterialien, was wahrscheinlich auf die insgesamt höheren gemessenen Polymerisationstemperaturen in Tiefziehfolie zurückzuführen ist.

Für die temporäre Versorgung sind pK&B Materialien unerlässlich. Neben einer guten und zügigen Verarbeitung sollten diese Materialien ästhetischen Ansprüchen genügen und entsprechend belastbar sein [70].

Allerdings besteht die Gefahr der Schädigung sowohl der Pulpa als auch der Gingiva. Insbesondere durch die mit einer schnelleren Verarbeitung einhergehende erhöhte Polymerisationsgeschwindigkeit und damit Temperatur ist eine Überschreitung des biologisch verträglichen Grenzwertes von 42 °C nicht mehr ausgeschlossen. KLÖTZER und LANGELAND [29] konnten schon zeigen, dass durch die exotherme Abbindereaktion der Kunststoffe Schäden am organischen Gewebe hervorgerufen werden können. Ein Aspekt, der bisher nur wenig Beachtung fand ist, dass während des Abbindens auch die Gingiva Kontakt mit der zu polymerisierenden Masse hat und somit hier die Gefahr einer thermischen Reizung besteht.

Die Aufgabe dieser Arbeit war es, Bedingungen zu identifizieren, die eine überhöhten Wärmeabgabe bei der Polymerisation von pK&B Materialien zur Folge haben und zu Schädigungen der Gingiva und Mucosa beitragen können. Durch die beschriebenen Experimente wurde die Möglichkeit geboten den Temperatur-Zeitverlauf und die Maximaltemperatur in Abhängigkeit sowohl vom Polymerisationsvolumen als auch vom Abformmaterial zu vergleichen.

Beide, das Polymerisationsvolumen als auch das verwendete Abformmaterial, wurden als entscheidende Faktoren für die Wärmeentwicklung bei der Polymerisation identifiziert. Die Polymerisationstemperaturen steigen nahezu linear mit dem Volumen des pK&B Materials an. Aus den entsprechenden Kurven (Abbildungen 6 und 7) kann somit

das kritische Volumen, das zum Überschreiten einer schädigenden Grenztemperatur bei der Polymerisation führt, für jedes in der Praxis verwendete Volumen abgeleitet werden. Der Kontakt dieser Kunststoffe mit vitalem Gewebe sollte nur unter ausreichender Wärmeableitung erfolgen, wie schon ANDERS und WELKER feststellten [1].

Messungen an kleineren Polymerisationsvolumina die etwa einem Frontzahn oder einem Molaren gleichkommen, ergaben keine gesundheitsschädigenden Temperaturmaxima. Im Gegensatz dazu konnten bei den höchsten eingesetzten Volumina einer fünfgliedrigen Brücke extreme Temperaturmaxima bis zu 80,8 °C gemessen werden. Bei der eben genannten Modellgröße zeigten über 50 % aller untersuchten Materialien Temperaturmaxima von über 60 °C. Obwohl diese Zahlen noch keine Aussage über die im Einzelfall tatsächlich möglichen Schädigungen der Gingiva oder Mucosa zulassen, ist die Wahrscheinlichkeit des Überschreitens des Grenzwertes von 42 °C hoch. Risiken bei der Anwendung dieser Materialien müssen berücksichtigt und vermieden werden. Hinzu kommt, dass die Werte bei Raumtemperatur gemessen wurden und bei höheren Ausgangstemperaturen, wie sie in der Mundhöhle vorliegen, auch höhere Maximalwerte erwartet werden können.

Der direkte Vergleich der T-t Kurven mit dem Verarbeitungsablauf zeigte, dass für die meisten Materialien das Temperaturmaximum erreicht wird während sich das Polymerisat im Munde des Patienten befindet und ein direkter Kontakt mit dem Dentalgewebe besteht. Diese kritische Phase umfasst Einbringen, Abbinden und Entnahme. Die abgegebene Gesamtwärmemenge, der das Gewebe ausgesetzt ist, kann durch ein früheres Entnehmen des Materials im gummielastischen Zustand reduziert werden. Bei Materialien aus den Verarbeitungsgruppen 1, 2 und 3 ist hierfür allerdings nur ein geringer Spielraum gegeben und eine genaue Beobachtung durch den Arzt notwendig. Charakteristisch für Materialien dieser Gruppen sind sehr hohen Maximaltemperaturen bei den Modellgrößen 1 und 2.

Nur die dual härtenden Systeme – mit Ausnahme von *Luxatemp Solar* – weisen signifikant niedrigere Temperaturen auf. Freihandsysteme benötigen längere Zeiten für die Polymerisation. Ein positiver Aspekt hierbei ist, dass die Temperaturmaxima dieser Materialien zwangsläufig außerhalb der kritischen Phase liegen und daher auch die kritische Gesamtwärmeabgabe gering bleibt [52]. Durch die langsame Polymerisationsphase kann es allerdings zu ungewünschten Effekten kommen. So besteht die Gefahr eines erhöhten Ausdiffundierens von Monomeren, die Reaktion kann unvollständig bleiben und damit zu geringeren Festigkeitswerten führen und schließlich kann es während der extraoralen Aushärtephase zu unerwünschten Volumenänderungen kommen.

Die Messung des Temperatur-Zeitverlaufes der Polymerisation erfolgte nach Abschluss der Anmischphase und endete nach Erreichen der Maximaltemperatur, materialabhängig innerhalb oder nach der Entnahmephase. Die Einteilung in zeitlich definierte Arbeitsphasen ermöglichte die Abschätzung kritischer Zeiträume während der Polymerisation sowie die Korrelation der Arbeitsphasen mit den gemessenen Temperaturverläufen. Der Polymerisations-Temperaturverlauf nach der Entnahme des Kunststoffes kann hinsichtlich der Aufgabenstellung – Vermeidung von Temperaturschädigungen des Dentalgewebes – vernachlässigt werden.

Die relative Zeitdauer der einzelnen Arbeitsphasen variierte deutlich zwischen den einzelnen pK&B Materialien (Abbildung 5). Die geringsten Variationen wurden in der Anmischphase (30–60 s) sowie in der Einbringphase (30–50 s) festgestellt. In den für den Temperaturverlauf kritischen Abbinde- und Entnahmephase wurden deutliche Zeitunterschiede bestimmt, die in der Abbindephase zwischen 60 s und 300 s und in der Entnahmephase zwischen 30 s und 150 s variierten. In Kombination (Einbringen + Abbinden + Entnahme = kritische Phase) lag die Variationsbreite zwischen 120 s (*Structur 2*) und 405 s (*Dentalon Plus*).

Die Endaushärtung, bei chemischem oder bei Lichtverfahren, ist ebenfalls zeitlich variabel (60-180 s), jedoch von geringer Signifikanz für diese Studie.

Die Zeitdauer der entscheidenden Abbinde- und Entnahmephase ist auch dann von Bedeutung, wenn das Maximum der Polymerisationstemperatur außerhalb dieses Zeitraumes liegt. Die bis dahin bereits produzierte Gesamtwärmemenge und die Zeitdauer der Wärmeexposition können ausreichen, um Schädigungen des Dentalgewebes herbeizuführen.

Dass schnell härtende Systeme auch die höchsten Temperaturen produzieren [49] ergibt sich aus der Reaktionskinetik. Energie wird vom Start bis zum Abbruch in einer kurzen Zeitspanne produziert und führt, wenn sie nicht abgeleitet werden kann, zu Wärmestau und Überhitzung des Nachbargewebes. Isolierungsschichten zwischen Dentin und Kunststoff sind wenig effektiv [33]. Matrizenmaterialien haben im Gegensatz dazu einen erheblichen isolierenden oder Wärme ableitenden Effekt der bei langsam abbindenden Kunststoffen besonders wirksam ist. Alginat sind Silikonformen oder Tiefziehfolien vorzuziehen [36]. In der vorliegenden Arbeit wurden die Temperatur-Zeitverläufe der Polymerisationsreaktionen in Tiefziehfolie sowie Silikon gemessen und miteinander verglichen.

Ein Vergleich der Temperaturmaxima als auch der Gesamtwärmemenge zeigt, dass beide in Silikonformmasse bei weitem nicht so extrem ausfallen wie in Tiefziehfolie. Das Abformmaterial bestimmt den volumenabhängigen Temperaturanstieg signifikant. Der durchschnittliche Temperaturanstieg in Silikon betrug 12 °C/cm^3 , in Tiefziehfolie dagegen lag dieser Wert über $1/3$ höher, bei $18,6\text{ °C/cm}^3$. Eine daraus abzuleitende Empfehlung ist, insbesondere bei größeren Volumina über $0,5\text{ cm}^3$, Silikon Tiefziehfolie als Abformmaterial vorzuziehen.

Als alternatives Abformmaterial bieten sich Alginat an. Durch den hohen Feuchtigkeitsgehalt kann ein entscheidender Teil der produzierten Wärme schnell abgeleitet werden kann. Insbesondere bei größeren Provisorien ist Alginat für fast alle Materialien die beste Lösung um Gewebeschädigungen zu vermeiden. Dies konnten auch LENZ und LANG [36] in ihren Versuchen bestätigen. Es sollten also nur solche Kunststoffe

oder Verarbeitungsmethoden zur Anwendung im Munde kommen, wie auch POHTO und SCHEININ [47] sowie SCHORBACH und SIEBERT [53] in ihren Untersuchungen festgestellt haben, die während des Polymerisationsvorgangs Temperaturen unter 42 °C in der Kronenpulpa wie auch in Bezug zur Schleimhaut erreichen.

Die Abhängigkeit der Reaktionstemperatur vom Reaktionsvolumen hat zur Folge, dass insbesondere bei großen, voluminösen Formen, wie sie für massive Brücken notwendig sind, erheblich höhere Temperaturen entstehen können als bei kleinen, geringvoluminösen Einzelkronen. Eine solche Korrelation bedeutet praktisch, dass dieselben Materialien zwar für Kronen, aber wegen der erhöhten Polymerisationstemperaturen möglicherweise nicht für Brücken einsetzbar wären.

Während sich die maximalen Temperaturen bei der kleinsten Modellgröße (110 mm³) in einem relativ engen Bereich einstellten (25,5–32,9 °C), variierten sie in der größten Modellgröße zwischen 37,1–69,9 °C. Diese Ergebnisse zeigen, dass keine Vorraussagen aus gemessenen Temperaturmaxima in einem bestimmten Polymerisationsvolumen auf die absoluten Temperaturmaxima in anderen Volumina möglich sind. Zweitens zeigen sie, dass der steile, volumenabhängige Anstieg der Temperaturmaxima bestimmte Materialien ungeeignet für hochvolumige Provisorien machen kann. BORCHERS und JUNG [5] wie auch GRAJOWER et al. [23] stellten fest, dass der Kunststoff in der Praxis in einen raumwarmen Abdruck eingefüllt, auf die mundwarmen Gewebe, Zahn und Schleimhaut appliziert und dabei mit einer Ausgangstemperatur von mehr als 25 °C sowie einer Schichtstärke von mehr als 2 mm eine Wärmeschädigung an o. g. Geweben provoziert wird. Unsere Materialien unterscheiden sich also auch nicht von den bisher verfügbaren Materialien.

In den Versuchen von LIPPERT [37] wurde festgestellt, dass PMMA-Kunststoffe im Brückengliedbereich Temperaturen von 81 °C und 92 °C, die IBMA-Kunststoffe 53-69 °C erreichten. Diese Werte stimmen auch mit unseren Ergebnissen überein.

Weiterhin konnte übereinstimmend mit LIPPERT [37], PFEIFFER und SCHWICKERATH [44] und ROTH [49] gezeigt werden, dass Bis-GMA-Kunststoffe empfohlen werden können, bei den IBMA-Kunststoffen ist eine Entfernung der Provisorien im elastischen Zustand ratsam, jedoch sollten die PMMA-Kunststoffe zurückhaltend eingesetzt werden.

Bei einem Vergleich der vier Verarbeitungsgruppen mit den jeweilig erreichten Temperaturmaxima kann festgestellt werden, dass die handangemischten, nicht vordosierten Systeme bei größeren Volumina trotz langsamer Polymerisation ebenfalls Temperaturen bis zu 41 °C erreichen. Da diese erst während der Endaushärtung außerhalb der kritischen Phase entstehen, sind sie als biologisches Risiko vernachlässigbar. Die relativ schwierige Handhabung und Dosierung dieser Systeme sind neben den durch die lange Aushärtung bedingten, oben genannten negativen Kriterien problematisch für die Verwendung dieser Materialien.

Kartuschenmaterialien sind die am einfachsten zu handhabenden Systeme. Daneben bieten sie eine gleich bleibende und reproduzierbare Qualität. Allerdings zeichnen sie sich auch durch die höchsten Polymerisationstemperaturen aus. Die Verwendung von Tiefziehfolie ist deshalb zu vermeiden. Tiefziehfolie und ggf. bei größeren Volumina auch Silikon sind nur unter Anwendung besonderer Vorsichtsmassnahmen empfehlenswert. Diese schließen eine permanente Kühlung oder das kurzzeitige Abnehmen des Provisoriums, verbunden mit einem Lüftungseffekt, ein.

Dualhärtende Systeme erscheinen besser geeignet als die vorher genannten, da ein wesentlicher Teil der Polymerisationsreaktion außerhalb des Mundes ablaufen kann. Allerdings werden auch hier Temperaturen bis zu 59 °C innerhalb der kritischen Phase erreicht.

Ein Vergleich der Maximaltemperaturen mit der Grundstoffgruppe der jeweiligen Materialien ergab keine signifikante Korrelation, obgleich frühere Arbeiten [49] einen Zusammenhang zwischen der Maximaltemperatur und der Monomierzusammensetzung und dem Mischungsverhältnis der Materialkomponenten zeigen konnten. Insbesondere

wurde bemerkt, dass Materialien mit Monomeren aus Methylmethacrylsäureester höhere Maximaltemperaturen als solche mit Monomeren aus Isobutylmethacrylsäureester erreichen.

Hohe Reaktionsgeschwindigkeiten und damit kurze Reaktionszeiten, wie sie in der zahnärztlichen Praxis erstrebenswert sind, werden durch hohe Anteile von Monomeren im Reaktionsgemisch gewährleistet. Gleichzeitig können dadurch insbesondere bei größeren Reaktionsvolumina Temperaturen erreicht werden, die zu lokalen Hitzeschäden führen können. Das Verhältnis von Monomer zu Polymer wird durch das Anmischverfahren bestimmt. Das Mischungsverhältnis ist kritisch für eine optimale Reaktionsgeschwindigkeit und Wärmeentwicklung, bestimmt aber auch entscheidend die optimale und vollständige Polymerisation und somit die mechanischen Eigenschaften des Kunststoffes.

7 ZUSAMMENFASSUNG

Es wurden von 14 handelsüblichen provisorischen Kronen- und Brückenmaterialien das Temperatur-Zeitverhalten während der Polymerisation bis zum Erreichen der Maximaltemperaturen in Abhängigkeit vom Reaktionsvolumen, die Vickershärten und die Biegebruchfestigkeiten bestimmt. Als Reaktionsvolumina wurden die Volumina einer Krone, eines Molaren und einer fünfgliedrigen Brücke benutzt. Bei der Auswertung der Ergebnisse wurden die Abformsysteme, das Anmischverfahren und die chemische Grundsubstanz des Monomers berücksichtigt.

Die in einem Volumen von 2080 mm³ gemessenen Maximaltemperaturen lagen in Silikon zwischen 37,1 ° und 69,9 °C und bei Tiefziehfolie zwischen 43,8 °C und 80,8 °C. Bei kleineren Volumina (440 mm³ bzw. 110 mm³) wurden deutlich geringere Maximaltemperaturen gemessen, die mit 57,8 °C (440 mm³) und 42,2 °C (110 mm³), jedoch immer noch im potentiell schädigenden Bereich lagen. Die Maximal-Temperaturen in Tiefziehfolie lagen deutlich höher als in Silikon. Der volumen-abhängige Anstieg der Maximaltemperatur wurde durch den Einsatz von Tiefziehfolie im Vergleich zu Silikon um ca. 6 °C/cm³ erhöht.

Die volumenabhängige Messung der Maximaltemperatur steigt linear und erlaubt daher eine Vorhersage der zu erwartenden Temperaturmaxima.

Die Berechnung der freigesetzten Gesamtwärmemengen während der kritischen Phase, in der das Polymerisat im Munde des Patienten verbleibt, lässt eine Korrelation mit dem Anmischverfahren erkennen. Dabei stellen sich Handmischverfahren als besonders günstig (niedrige Gesamtwärmefreisetzung) heraus. Bei Verwendung von Tiefziehfolie werden deutlich höhere Gesamtwärmemengen abgegeben als bei Silikon.

Die gemessenen Härten liegen zwischen etwa 500 und 330 kp/mm² und bewegen sich damit innerhalb eines Variationsbereiches von unter 25 %. Einzige signifikante Ausnahme ist *CronMix T* mit einer Härte von nur 250 kp/mm².

Bezüglich der Biegebruchfestigkeit lassen sich die untersuchten Materialien in Gruppen mit hoher, mittlerer und niedriger Festigkeit einteilen. Eine extrem niedrige Festigkeit wurde für *Structur 2* gemessen.

Ein Vergleich der Biegebruchfestigkeit mit den Polymerisations-Maximaltemperaturen lässt eine umgekehrte Abhängigkeit erkennen: Materialien mit der höchsten T_{\max} zeigen eine geringere Biegefestigkeit als Materialien mit geringerer T_{\max} . In Gruppe 1 (55–66 N/mm²) beträgt die durchschnittliche $T_{\max} = 46,5$ °C (64,1 °C in TZF), in Gruppe 2 (55–30 N/mm²) ist die durchschnittliche $T_{\max} = 63,1$ °C (69,3 °C in TZF). Aufgrund der hier dargestellten Erkenntnisse werden die mechanischen Eigenschaften durch die verschiedenen Abformmaterialien nicht negativ beeinflusst. Für die Biegefestigkeit gilt ein Mindestwert von 50 MPa, der auch in Alginat sichergestellt werden kann.

Eine irreversible Schädigung von Pulpa und Gingiva sind bei den gemessenen Wärmeabgaben nicht auszuschließen. Eine hohe Polymerisationstemperatur hat außerdem negative Auswirkungen auf die Biegebruchfestigkeit der Materialien.

Insgesamt sind sowohl bei der Verwendung von Silikon als auch von Tiefziehfolie die Konsequenzen erhöhter Wärmeentwicklung zu beachten und entsprechende Sicherheitsvorkehrungen zu treffen. Diese wären die Verwendung der o. g. Trägermassen nur bei kleineren Provisorien (Einzelzähne, kurze Brücken) sowie eine entsprechende Wahl des provisorischen Materials (siehe Tab. 11), wenn größere Provisorien angefertigt werden sollen. Die direkte Provisorienherstellung sollte nicht dem Hilfspersonal übertragen, sondern vom Zahnarzt selbst vorgenommen werden. Weiterhin kann auch bei großspannigen Konstruktionen die indirekte Methode der Provisorienherstellung angewendet werden. Die Hersteller sollten jedoch auf die hohe Wärmeentwicklung bei der Verwendung von Tiefziehfolien hinweisen. Als Alternative kann die Verwendung von wärmeabsorbierenden Abformmaterialien, beispielsweise Alginat, das durch den hohen Wasseranteil eine schnelle Kühlung gewährleistet, empfohlen werden.

1. Anders A, Welker D. Untersuchungen von Kronen- und Brückenplasten für die Interimversorgung. Dtsch Zahnärztl Z, 1990;45(3):149-153.
2. Bauer W. Herstellung und Eigenschaften des Poly-Methacrylsäuremethylesters und seine Anwendung als organisches Glas in der Zahnheilkunde. Kunststoffe 1948;38:1.
3. Bell M. The Acrylics. New York J of Dent 1972;42:324.
4. Bischoff-Dautenbach G. Untersuchungen zur Biegebruchfestigkeit, elastischem Verhalten, Formänderung und Form- und Passgenauigkeit an zehn provisorischen Kronen- und Brückenmaterialien. Med. Dissertation, Köln, 1987.
5. Borchers L, Jung T. Schlagbiege Zähigkeit und Biegefestigkeit von Materialien für provisorische Kronen und Brücken. Dtsch Zahnärztl Z, 1986;41:1073-1076.
6. Borchers L, Jung T. Werkstoffkundliche Untersuchungen an Materialien für provisorische Kronen und Brücken. Dtsch Zahnärztl Z, 1984;39:757-760.
7. Bowen RL. Properties of a silica reinforced polymer for dental restorations. J Amer Dent Ass 1963;66:57.
8. Bruckner G. Experimentelle Untersuchungen zur Wärmeentwicklung im Pulpakavum bei der Anfertigung von Kunststoffprovisorien nach der direkten Methode. Med Diss München, 1988.
9. Burgess JO, Kaiser DA, Powers JM. Physical Properties of Provisional Materials. IADR Abstracts, 1996.

10. Clauss Ch, Kuretzky T. Individuelle Provisorien. Dental Magazin (Sonderdruck) 4, 1995.
11. Deppe A. Selbsthärtende Kunststoffe. Zahnärztl Rundschau 1942;45:115.
12. Dewein H. Einführung in die zahnärztlichen Kunststoffprobleme. Dtsch Zahnärztl Z, 1958;13:1345.
13. Diedrichs G, Kiel V, Svoboda R. Vergleichende Festigkeitsprüfung laborgefertigter Brückenprovisorien aus Kunststoff. Dtsch Zahnärztl Z, 1996;51(11):661-663.
14. Driscoll CF, Woolsey G, Ferguson WM. Comparison of exothermic release during polymerization of four materials used to fabricate interim restorations. J Prosthet Dent, 1991;65(6):504-506.
15. Eichner K. Zahnärztliche Werkstoffe und ihre Verarbeitung. Dr. Alfred Hüthig Verlag, Heidelberg, 4. Auflage, 1981.
16. Erpenstein H. Laborgefertigte Interimskronen und -brücken unter parodontalen Gesichtspunkten. Dtsch Zahnärztl Z, 1994;49:222-229.
17. ESPE. Temporärer Zahnersatz der Spitzenklasse Protemp II und Protemp Garant von ESPE. Dental Magazin, 2000;1:48-49.
18. Fhirla MTh. Protem Garant – Ein bewahrtes Material für die provisorische Versorgung. Dental Spiegel, 2000;2:28-30.
19. Gängler P. Das Verhalten der Blutzirkulation der Pulpa auf thermische Reize. Zahn-, Mund- und Kieferheilk 4, 1976;480
20. Gausman M, Keller P, Wöstmann B, Ferger P. Bruchfestigkeit und Reparaturfestigkeit chemisch unterschiedlicher temporärer Kronen- und Brücken-Materialien. ZWR, 1999;108(12).
21. Göbel S, Müller W-D, Lange K-P. Polymerisation Temperature Time Relation of different temporary C&B Materials. IADR/CED, Rome, 2001, (Poster).

22. Göbel S, Müller W-D, Schöpf Chr, Lange K-P. Vergleich und Bewertung des Polymerisationstemperatur-Zeit-Verlaufs von 14 provisorischen K&B Materialien. Zahnärztl Prax, 2000;3:98-104.
23. Grajower R, Shahar bani S, Kaufman E. Temperature rise in pulp chamber during fabrication of temporary self-curing resin crowns. J Prosthet Dent, 1979;41:535.
24. Hartanto H, van Benthem H, Ott KHR. Untersuchungen über das Temperaturverhalten von Komposit-Kunststoffen bei der Polymerisation. ZWR, 1990;99(12):986-988.
25. Helfgen L, Helfgen E-H, Schoenen D, Wiedemann B, Koeck B. Mikrobielle Besiedlung von Kunststoffen für die temporäre Kronen- und Brückenprothetik. ZWR, 1995;104(11):752-755.
26. Janda R. Prothesenkunststoffe – gestern, heute und morgen? Phillip Journal, 1996;13(3-4):93-98.
27. Kimmel K. Interimsversorgung Temporäre Kronen und Brücken. Dental Spiegel, 2000;5:34-36.
28. Klötzer WT, Langeland K. Vitalerhaltung der Pulpa bei Überkronungen. Zahnärztl Mitt, 1986;76:2272.
29. Klötzer WT. Biokompatibilität zahnärztlicher Materialien. Dtsch Zahnärztl Z, 1989;44:822-825.
30. Klötzer WT. Prüfung der biologischen Reaktionen der lebenden Gewebe auf zahnärztliche Kunststoffe. Dtsch Zahnärztl Z, 1975;30:126-131.
31. Kollmannsperger P. Biegefestigkeit von UV-härtenden Composites. Dtsch Zahnärztl Z, 1977;32:952-954.
32. Koumjian JH, Nimmo A. Evaluation of fracture resistance of resins used for provisional restorations. J Prosthet Dent, 1990;64:654-657.

33. Krehan F, Gängler P, Hayer I, Koch IL. Vitalmikroskopische Prüfung der Pulpa-reaktion auf Proviso-blend im akuten biologischen Test. Dtsch Zahnärztl Z, 1984;39:508.
34. Lauer H-Ch. Experimentelle Untersuchungen zur Wärmeentwicklung im Pulpakavum durch Kunststoffprovisorien. Dtsch Zahnärztl Z, 1986;41:468-472.
35. Lazer H-Ch. Experimentelle Untersuchungen zur Wärmeentwicklung m Pulpakavum durch Kunststoffprovisorien. Dtsch Zahnärztl Z, 1986;41:468-472.
36. Lenz E, Lang V. Vergleichende Untersuchungen biologischer Eigenschaften von Kunststoffen zur temporären Versorgung mit Kronen und Brücken. Stomatol. DDR, 1990;40(3):100-2.
37. Lippert S. Experimentelle Untersuchungen des Temperaturverlaufes während der Polymerisation von Kunststoffen zur Herstellung provisorischer Kronen und Brücken. Med Diss, Bonn, 1993.
38. Luthardt R, Hinz M, Stößel M. Vergleichende klinische Studie temporärer K&B-Kunststoffe. Phillip Journal, 1996;13(11-12):367-373.
39. Marxkors R. Werkstoffe in der zahnärztlichen Praxis. Verlag Johann Ambrosius Barth Frankfurt, 1972.
40. Matsui A, Buonocore M, Yamak M. Heat of Polymerization of certain new and conventional restorative materials. J Dent Res, 1967;46:1106.
41. Mayer T. Mikrostruktur und Materialeigenschaften verschiedener provisorischer Kronen- und Brückenmaterialien. Schweiz Monatsschr Zahnmed, 1995;105(9):1134-1141.
42. Perelman WI. Taschenbuch der Chemie. VEB Deutscher Verlag der Wissenschaften Berlin, 1956;456-451.
43. Peutzfeld A. Resin composites in dentistry: the monomer systems. Eur J Oral Sci, 1997;105: 97-116.

44. Pfeiffer P, Schwickerath H.C. Provisorische Kronen- und Brückenmaterialien. Dtsch Zahnärztl Z, 1988;43:552-557.
45. Pietrobon N, Lehner ChR, Schärer P. Langzeitprovisorien in der Kronen-Brücken-Prothetik. Schweiz Monatsschr Zahnmed, 1996;106(3):237-244.
46. Plant CG, Jones DW, Darwell BW. The haet evolved and temperatures attained during setting of restorative materials. Brit Dent J, 1974;137:233.
47. Pohto M, Scheinin A. Microscopic observation in living dental pulp: II. Effect of thermal irritants of the pulp in lower rat incisors. Acta Odont Scand, 1958;16:303.
48. Prestipino V. Lichthärtende Kompositkunststoffe – Eine Technik für festsitzende provisorische Restaurationen. Quintessenz, 1989;11:1991-2005.
49. Roth G. Vergleichende Untersuchung zehn provisorischer Kronen- und Brückenmaterialien in bezug auf Polymerisationstemperatur, Rohdichte, Porositäten, Gesamtmonomergehalt und Restmonomerfreisetzung. Med Diss Köln, 1986.
50. Rzanny A, D. Welker, R. Göbel. Werkstoffkundlicher Vergleich temporärer K&B-Kunststoffe. Phillip Journal, 1996;13(11-12).
51. Rzanny A, Welker D. Ergebnisse werkstoffkundlicher Untersuchungen an Structur 2N(S2) und Structur Dominant (SD). Gutachten für die Firma Voco Cuxhaven, 1995.
52. Rzanny A, Welker D. Milieubezogene Biegefestigkeits- und Elastizitätsuntersuchungen an Komposits. Quintessenz Zahntech, 1994;20:1325-1330.
53. Schorbach HJ, Siebert G. Untersuchungen zur Polymerisationstemperatur von Scutan, Palavit 55 und Trim. Dtsch Zahnärztl Z, 1979;34:763-7.
54. Schubert L. Temperaturmessungen im Zahn während des Schleif- und Bohrvorganges mittels des Lichtstrichgalvanometers. Zahnärztl Welt 1957; 58:443.

-
55. Schwickerath H. Beanspruchung und Festigkeit der Prothesenbasisstoffe. Zahn-technik (Berlin), 1967;8:119.
 56. Singer H, Reither W. Provisorische Kronen und Brücken. Prothetik, Zahnärztl Prax XVIII(10), 1967.
 57. Smith D.C. The acrylic Denture Base – some Effects of Residual Monomer and Peroxide. Brit Dent J, 1959;106:331.
 58. Spreng M. Mitteilungen über Auflösungserscheinungen an Kunststoffen. Schweiz Monatsschr Zahnmed 1943;53:195.
 59. Spreter von Kreudenstein T. Indikation und Technik der Füllungen mit schnell här- tendem Kunststoff I. Dtsch Zahnärztl Z 1951;4:176, II. Dtsch Zahnärztl Z 1951;5: 237.
 60. Stanley H. Pulpal response to dental techniques and materials. Dent Clin N Am, 1971;15:115-118.
 61. Tjan AHL, Grant BE, Godfrey MF. Temperature rise in the pulp chamber during fabrication of provisional crowns. J Prosthet Dent, 1989;62 (6):622-626.
 62. Trommsdorff E. Polymerisatharze in der Zahnheilkunde. Kunststoffe 1941;31:139.
 63. Trübenbach E. Provisorien aus Protemp Garant. ZMK, 2000;16:152-156.
 64. Turell AJW. Allergy to denture-based materials: Fallacy or Reality. Brit Dent J 1966;120:415.
 65. Uhlig H. Über Eigenschaften und Anwendungsgebiete schnell polymerisierender Kunststoffe. Dtsch Zahnärztl Z 1950;5:1290.
 66. Vaidyanathan J, Cohen S, Mehra R, Vaidyanathan TK. Thermogravimetric Analy- sis of Provisional Crown Materials. J. Dental Materials IADR (Abstract), 1996.

67. Viohl J, Dermann K, Quast D, Venz S. Die Chemie zahnärztlicher Füllungskunststoffe, 1. Chemische Zusammensetzung. Carl Hanser Verlag München, Wien, 1986;1-48.
68. Welker D, Musil R, Chlum P, Göbel R, Neupert G. Werkstoffkundlicher Vergleich temporärer K&B-Kunststoffe. ZWR, 1996;105(10):542-548.
69. Wichmann M. Werkstoffkundliche und toxikologische Aspekte bei der Verwendung zahnärztlicher Materialien. ZWR, 1996;105(6):334-337.
70. Wirz J, Bangert R, Jäger K, Schmidli F. Kronen- und Brückenprovisorien I und III. Quintessenz, 1992;43:1297-1305, 1647-1661.
71. Wirz J, Nigg N, Schmidli F. Moderne Provisorienkunststoffe I und II. Quintessenz, 1995;46:83-91, 245-255.
72. Wolcott R, Paffenberger G, Schoonover J. Direct resinous filling materials: temperature rise during polymerization. J Amer Dent Ass, 1951;42:253.
73. Zach L, Cohen G. Pulp response to externally applied heat. Oral Surg 1965;19:515.
74. Zach L, Cohen G. Thermogenesis in operative techniques, comparisons of four methods. J Prosth Dent, 1962;12:977-984.

Vielen Dank an Herrn Prof. Dr. K.-P. Lange, der mir das Thema dieser Arbeit zur Verfügung stellte und mir zum Ende hin gute Ratschläge gab, so dass ich die Dissertation beenden konnte.

Weiterhin bedanke ich mich ganz herzlich bei Herrn Dr. W. D. Müller, der immer wieder neue Ideen zur Umsetzung der Arbeit und über die Jahre stets ein offenes Ohr für mich hatte.

Danke auch an seine Mitarbeiterin Frau Schöpf.

Nicht vergessen möchte ich Herrn Dr. P. Hufnagl, der mich jedes Mal, wenn wir uns trafen, nach dem Stand meiner Arbeit befragte und mich weiter motivierte.

Ohne die Hilfe von Frau M. Barth, die immer freundlich und schnell die Veränderungen an der Arbeit in ein ordentliches Schriftbild umsetzte, hätte es wahrscheinlich noch länger gedauert.

Ein großes Dankeschön auch an meinen Mann und meine Söhne, die mich über diesen langen Zeitraum immer mal wieder entbehren mußten.

Herzlichst

Sabine Göbel

ERKLÄRUNG

„Ich, Sabine Göbel, erkläre, dass ich die vorgelegte Dissertationsschrift mit dem Thema ‚Polymerisationstemperaturen, Härte- und Biegefestigkeit von provisorischen Kronen- und Brückenmaterialien‘ selbst verfasst und keine anderen als die angegebenen Quellen und Hilfsmittel benutzt, ohne die (unzulässige) Hilfe Dritter verfasst und auch in Teilen keine Kopien anderer Arbeiten dargestellt habe.“

Datum

Unterschrift

