(19) **Bundesrepublik Deutschland**
Deutsches Patent- und Markenamt

(10) **DE 10 2006 010 075 B4** 2010.01.28

(12) # Patentschrift

(21) Aktenzeichen: **10 2006 010 075.1**
(22) Anmeldetag: **04.03.2006**
(43) Offenlegungstag: **06.09.2007**
(45) Veröffentlichungstag
der Patenterteilung: **28.01.2010**

(51) Int Cl.[8]: ***A61K 6/083*** (2006.01)
A61C 13/00 (2006.01)

Innerhalb von drei Monaten nach Veröffentlichung der Patenterteilung kann nach § 59 Patentgesetz gegen das Patent Einspruch erhoben werden. Der Einspruch ist schriftlich zu erklären und zu begründen. Innerhalb der Einspruchsfrist ist eine Einspruchsgebühr in Höhe von 200 Euro zu entrichten(§ 6 Patentkostengesetz in Verbindung mit der Anlage zu § 2 Abs. 1 Patentkostengesetz).

(73) Patentinhaber:
Ivoclar Vivadent AG, Schaan, LI

(74) Vertreter:
Dres. Fitzner und Partner Rechts- und Patentanwälte, 40878 Ratingen

(72) Erfinder:
Wachter, Wolfgang, Eschen, LI; Rohner, Gottfried, Altstätten, AT; Rheinberger, Volker, Dr., Vaduz, LI

(56) Für die Beurteilung der Patentfähigkeit in Betracht gezogene Druckschriften:

DE	**198 41 342**	**A1**
DE	**103 55 992**	**A1**
DE	**103 39 329**	**A1**
DE	**101 37 968**	**A1**
DE	**15 449 24**	

(54) Bezeichnung: **Verfahren zur Herstellung von im Dentalbereich einsetzbaren Kunststoffformteilen**

(57) Hauptanspruch: Verfahren zur Herstellung von im Dentalbereich einsetzbaren Kunststoffteilen mittels Injektion, wobei
A) wenigstens eine polymerisierbare Komponente und
B) wenigstens ein Initiator in phlegmatisierter Form
zu einem Teig mit einer Konsistenz vermischt werden, bei der eine Entmischung während der Injektion nicht mehr stattfinden kann,
der Teig in eine Küvette injiziert und unter Wärmezufuhr polymerisiert wird.

Beschreibung

[0001] Die vorliegende Erfindung betrifft ein Verfahren zur Herstellung von im Dentalbereich einsetzbaren Kunststoffformteilen, insbesondere von Dentalprothesen, und die Verwendung des Materials.

[0002] Seit vielen Jahren werden verschiedene Materialien und Systeme entwickelt, mit denen Dentalprothesen hergestellt werden können:
Hinsichtlich der anzuwendenden Temperaturen zur Durchführung der Polymerisation wird zwischen heiß- und kalthärtenden Systemen unterschieden. Die Grenze zwischen beiden Systemen ist nach ISO 1567:2000 bei 65°C festgelegt. Eine weitere Möglichkeit zur Klassifizierung ist die Methode des Einbringens der polymerisierbaren Prothesenmasse in die vorbereitete Küvette. Hierbei ist das sogenannte Injektionsverfahren besonders vorteilhaft.

[0003] Hinsichtlich der Ausgangsmaterialien findet eine weitere Einteilung einerseits in die weit verbreiteten Pulver-Flüssigkeitssysteme und andererseits in die Einkomponentensysteme statt. Das Pulver-Flüssigkeitssystem ist hierbei das absolut Dominierende und besteht aus einer Monomermischung (überwiegend Methyl(meth)acrylat) und einem Pulver aus einem Polymer, das in den überwiegenden Fällen aus einem Methyl(Meth)Acrylat-Homo- oder -Copolymer besteht und darüber hinaus weitere Füllstoffe und Farbpigmente enthalten kann.

[0004] Das in beiden Fällen erforderliche Initiierungssystem für die Polymerisation ist grundsätzlich immer in den Komponenten enthalten. In den selbsthärtenden Systemen ist das Initiatorsystem meist auf die beiden Komponenten (Pulver und Flüssigkeit) verteilt und wird beim Mischen der Komponenten zusammengeführt. Sobald die Mischung hergestellt ist, bleibt nur eine gewisse Handlingzeit, bis die Aushärtung erfolgt ist. Diese kann, wie bei den meisten chemischen Reaktionen bekannt, durch Temperaturerhöhung verkürzt werden. Bei heisshärtenden Systemen ist der Initiator meist in der Polymerkomponente enthalten und wird nach dem Mischen in der Monomermatrix verteilt. Die Aktivierung dieser heisshärtenden Systeme sowie auch der Einkomponenten-Systeme, die meist Peroxide enthalten, erfolgt überwiegend durch Energiezufuhr (Erwärmung, Mikrowellenenergie o. ä.).

[0005] In der Vergangenheit sind nun verschiedene Injektionsverfahren bekannt geworden, die jedoch immer noch eine Reihe von Nachteilen aufweisen:

– Thermoplastische Injektionsverfahren verarbeiten, ähnlich wie beim Kunststoffspritzgießen, einen üblicherweise nicht vernetzbaren thermoplastischen Kunststoff, der oberhalb des Erweichungspunktes des Kunststoffes in die Küvette injiziert wird. Durch die fehlende Vernetzung sind die mechanischen und chemischen Eigenschaften in vielen Fällen ungenügend, so daß sich diese Verfahren nie durchgesetzt haben.

– Ein weiterverbreitetes System der Injektionstechnik ist die Verarbeitung von kalthärtenden Prothesenkunststoffen, wobei die Prothesenverfahren der Firmen Schütz Dental und Kulzer dominieren. Der Nachteil dieser Verfahren ist, dass hierbei ein selbstaktivierendes Initiationssystem verwendet wird, das in der Prothesenmasse gleichmäßig wirkt und dort, wo die meiste Wärme entsteht, am schnellsten abläuft. Hierbei ist es nicht möglich, den bei der Polymerisation auftretenden Volumenschrumpf zu kompensieren, so dass häufig eine Nacharbeit beim Anpassen der Prothese an die Patientensituation erforderlich ist. Vorteil dieser Verfahren ist aber die kürzere Prozesszeit.
Auch die in den letzten Jahren entwickelten Systeme bzw. Verfahrensverbesserungen haben lediglich zu einer Verkleinerung des Problems geführt, ohne es jedoch tatsächlich lösen zu können.

– Bei der Verarbeitung von heisshärtenden Prothesenmaterialien wird die Polymerisation durch Temperaturerhöhung ausgelöst. Der Vorteil bei der Verarbeitung dieser Materialien ist im hohen Monomerumsatz und damit einem geringen Restmonomergehalt und einer hohen chemischen Beständigkeit der Prothese zu sehen, jedoch ist die Prozesszeit deutlich länger und die Passgenauigkeit häufig schlechter.

– Das fortschrittlichste Verfahren ist das Ivocap-Verfahren der Ivoclar Vivadent AG (ebenfalls ein heisshärtendes Verfahren), das die immer auftretende chemische Polymerisationsschrumpfung praktisch vollständig kompensieren kann. Dies wird durch eine gerichtete Wärmezufuhr während der Polymerisation sowie einen hohen Injektionsdruck von noch unpolymerisiertem Material gewährleistet. Einzig der thermische Schrumpf, der beim Abkühlen von polymerisierten Formteilen auf Raumtemperatur entsteht, kann hierbei nicht ausgeglichen werden.

[0006] Aus der DE 940 493 ist eine Zusammensetzung von zwei Perlpolymerisaten auf (Meth)Acrylatbasis bekannt. Aufgabe dieser Zusammensetzung ist es, die Anteig- und Verarbeitungseigenschaften vorteilhaft zu verändern.

[0007] Dieses Ziel wird dadurch erreicht, dass der Teig möglichst schnell in einen plastischen, knetbaren Zustand gebracht wird, damit er klebefrei in eine Küvette eingebracht werden kann.

[0008] Aus der DE 24 08 640 wird eine Lösung des Schrumpfungsproblems von Gießkunststoffen auf (Meth)Acrylatbasis vorgeschlagen. Dabei soll der auftretende beträchtliche Polymerisationsschrumpf der Monomere durch Reduktion des Anteils der Mo-

nomerphase in der Mischung verringert werden. Dies wird erreicht, indem dem Monomer Feststoffe, die teilweise im Monomer gelöst sind, zugegeben werden. Eine ausgewogene Korngrößenverteilung reduziert zudem den Zwischenraum der einzelnen Füllstoffen bzw. Polymerperlen und ermöglicht so optimierte Fließeigenschaften bei möglichst geringem Monomergehalt. Die Initiatoren bzw. Co-Initiatoren liegen im System frei vor. Sie sind daher äußerst reaktiv und für eine ther misch gesteuerte Polymerisation nicht geeignet.

[0009] Aus der Offenlegungsschrift DE 199 41 829 A1 ist ein aus zwei Komponenten bestehendes Paste-Paste-System bekannt, welches sich durch stabile, in den reologischen Eigenschaften nicht weiter veränderbare, Mi schungen auszeichnet. Die Polymerisate bzw. Füllstoffe quellen in der Monomerphase nicht. Nachteilig ist bei solchen Mischungen, dass der Verbund zwischen Füllstoff und Matrix fehlt und die Lagerstabilität der Mischung mit Initiator unzureichend ist.

[0010] Aus der DE 197 06 064 A1 ist ein heisshärtendes, in der Stopf/Presstechnik verarbeitbares dentales Einkomponentenmaterial bekannt. Dieses Material enthält kein Methyl(meth)acrylat, sondern andere bekannte mehrfachfunktionelle (Meth)acrylatmonomere, die PMMA-Perlpolymerisate mit einem gewissen Restperoxidgehalt als Füllstoff enthalten. Diese quellen und ergeben einen verarbeitbaren Teig. Allerdings sind diese Massen nicht lagerstabil, da die Perlpolymerisate aus deren Herstellprozess noch einen Restgehalt an Peroxid aufweisen. Im Beispiel dieser Offenlegungsschrift wird daher noch verdünnt, damit die Massen nicht zu reaktiv werden und die Lagerstabilität nicht noch weiter reduziert wird.

[0011] Aus der DE 23 12 934 ist ein Injektionsverfahren für Zweikomponenten-Heisspolymerisate bekannt. Der direkt vor der Polymerisation angemsichte, Peroxid enthaltende Teig wird in eine Form injiziert. Im Wasserbad wird über die Geometrie der Küvette die Temperatur gesteuert in das Küvetteninnere geleitet, wo durch die Wärme die Polymerisationsreaktion bei relativ hohen Temperaturen gestartet wird. Mit diesem System kann jedoch ein autopolymerisierbares Material nicht verarbeitet werden.

[0012] Aus der DE 24 03 211 ist ein anorganischer Mikrofüller für dentale Komposite bekannt. Das Material findet vorzugsweise Verwendung für Füllungs- und Zahnmassen. Auch Prothesenkunststoffe werden am Rande erwähnt.

[0013] Aus der DE 64 049 322 ist ein Gemisch aus Perlpolymerisaten, bestehend aus (Meth)acrylsäureestern und deren Mischpolymerisaten, bekannt. Durch den Einsatz von Mischungen dieser Perlpolymerisate lassen sich nach diesem Dokument die Verarbeitungseigenschaften deutlich verbessern. Ein Autopolymerisationsprozess ist aus dieser Entgegenhaltung jedoch nicht bekannt.

[0014] Die US 5.154.762 beschreibt einen medizinischen oder Dentalzement, der aus zwei Komponenten besteht. Diese beiden Komponenten enthalten jeweils eine Komponente des Redoxsystems, die jeweils auch mikroverkapselt sein können. Dadurch soll die Lagerstabilität der beiden Zementkomponenten erhöht werden. Wenigstens eine der beiden Mikroverkapselungen ist dabei vorteilhafterweise wasserlöslich.

[0015] Die beiden genannten Komponenten werden mit einem mehrfunktionellen Polymer oder einer Mischung mehrfunktioneller Polymere gemischt.

[0016] Aus der DE 19841342 A1 geht ein Zweikomponenten-Reaktivsystem zur Polymerisation ethylenisch ungesättigter Verbindungen hervor. Die erste Komponente ist ein zur Polymersation befähigtes Monomer und die zweite Komponente ein Starter- bzw. Härtersystem aus Organo-bor-Verbindungen, die mit geeigneten Oligomeren stabilisiert sind. Den Monomeren wird ein organisches Peroxid zugemischt.

[0017] Aus der DE 10339329 A1 ist ein durch ein Redoxinitiatorsystem härtendes Zweikomponenten-System mit steuerbarer Topfzeit bekannt. Das System besteht aus einem Emulsionspolymerisat oder mehreren Emulsionspolymerisaten und einem ethylenisch ungesättigen Monomer oder einer Monomermischung aus ethylenisch ungesättigten Monomeren.

[0018] Das erfindungsgemäße Verfahren, polymerisierbare Komponenten und Initiator in phlegmatisierter Form zu einem Teig bestimmter Konsistenz zu mischen, geht aus dieser Entgegenhaltung nicht hervor.

[0019] Die Verbindung der Vorteile der Kaltpolymerisation mit dem Injektionsverfahren geht aus diesem Dokument nicht hervor.

[0020] Aufgabe der vorliegenden Erfindung ist es nunmehr, ein System bereitzustellen, das die Vorteile der Kaltpolymerisation (tiefe Polymerisationstemperaturen, geringer thermischer Schrumpf, kurze Prozesszeiten) mit den bisher herausragenden Eigenschaften des Injektionsverfahrens (gute Zahnhaftung, praktisch vollständige Kompensation des Polymerisationsschrumpfes, hohe Oberflächengüte und gute klinische Beständigkeit) zu verbinden.

[0021] Diese Aufgabe wird durch ein Verfahren zur Herstellung von im Detalbereich einsetzbaren Kunstoffteilen mittels Injektion gelöst, wobei

A) wenigstens eine polymerisierbare Komponente

und
B) wenigstens ein Initiatior in phlegmatisierter Form
zu einem Teig mit einer Konsistenz vermischt werden, bei der eine Entmischung während der Injektion nicht mehr stattfinden kann,
der Teig in eine Küvette injiziert und unter Wärmezufuhr polymerisiert wird.

[0022] Als Materialien für die Komponente A kommen praktisch alle Monomere in Betracht, die für die Dentaltechnik, insbesondere für die Herstellung von Prothesen geeignet sind. Besonders bevorzugt ist der Einsatz von (Meth)Acrylaten, ganz besonders bevorzugt ist die Verwendung von Methylmethacrylat.

[0023] In der Komponente B ist bevorzugt ein Initiatorsystem enthalten, das vorzugsweise aus mehreren Komponenten besteht. Dies können mehrere Initiatoren oder auch mehrere Aktivatoren sein. Ebenso sind Mischungen aus Initiatoren und Aktivatoren möglich. In einer besonders bevorzugten Ausführungsform liegen die Initiatorsysteme in Form einer Kombination aus Aktivator und Initiator in räumlich getrennter Form vor. Besonders bevorzugt ist hierbei ein Initiatorsystem enthaltend wenigstens einen Aktivator und wenigstens einen Initiator.

[0024] Im Sinne dieser Erfindung wird unter der o. g. räumlichen Trennung der einzelnen Komponenten des Initiatorsystems verstanden, dass die Trennung dieser Komponenten durch z. B. deren Verkapselung in Polymeren erfolgt und somit noch keinen Polymerisationsstart auslösen können. Es ist weiterhin ebenfalls möglich, dass einzelne Komponenten des Initiatorsystems auch in der Komponente A enthalten sein können.

[0025] Erfindungsgemäß umfasst das Initiatorsystem mindestens einen Initiator, der durch Radikalbildung die Polymerisationsreaktion auslöst. Zusätzlich kann weiterhin ein Aktivator verwendet werden, der diese Radikalbildung und damit den Start der Polymerisationsreaktion beschleunigt. Wird ein Redoxsystem eingesetzt, können sogar weitere Komponenten verwendet werden. Je nach angestrebter Art der Polymerisation (Heiß- Kalt- oder Lichtpolymerisation) wird erfindungsgemäss mindestens eine der für die Polymerisation erforderlichen Komponenten des Initiatorsystems phlegmatisiert. Somit können also entweder der Aktivator oder der Initiator phlegmatisiert sein. Bevorzugt ist auch die Variante, nach welcher sowohl Aktivator als auch Initiator phlegmatisiert sind.

[0026] Unter Phlegmatisierung im Sinne der Erfindung wird die Herabsetzung der Reaktivität verstanden. Das heißt, das Initiatorsystem lässt nur eine Verzögerung des Polymerisationsstarts zu. Hierdurch wird erreicht, dass die Komponenten A und B länger lagerfähig sind und bei der Verarbeitung eine ausreichende Handlingszeit gewährleistet werden kann und keine vorzeitige Polymerisierung abläuft.

[0027] Erfindungsgemäß wird die Phlegmatisierung bevorzugt durch eine Ver kapselung der Initiatorsystemkomponenten, vorzugsweise in einem Perlpolymerisat, erreicht.

[0028] Bevorzugte erfindungsgemässe Materialien zur Herstellung von im Dentalbereich einsetzbaren Kunststoffformteilen, insbesondere Dentalprothesen, bestehen aus einer polymerisierbaren Komponente (A), die üblicherweise aus einer flüssigen Mischung polymerisierbarer Dentalmonomere und geeigneten festen Füllstoffen sowie wenigstens einem Initiator in phlegmatisierter Form (B) für die Polymerisation der Dentalmonomere. Besonders bevorzugt ist dabei, dass der Initiator oder die Komponenten des Initiatorsystems in phlegmatisierter Form im Füllstoff vorliegen bzw. bereitgestellt werden.

[0029] In einer bevorzugten Variante der Erfindung erfolgt die Phlegmatisierung des Initiatorsystems derart, dass die Komponenten des Initiatorsystems in einem Perlpolymerisat so verkapselt sind, dass eine Quellung der Perlen erst nach Vermischung mit der flüssigen Monomermischung erfolgen kann. Durch die Quellung erfolgt zugleich eine verzögerte Freigabe der Initiatorkomponenten.

[0030] Für das Starten der Polymerisationsreaktion ist aus dem Stand der Technik eine Vielzahl von Initiatorsystemen bekannt, die erfindungsgemäß, dass heißt phlegmatisiert, gleichfalls verwendet werden kann. Es werden jedoch bevorzugt Initiatoren für die radikalische Polymerisation eingesetzt. Als Initiatoren für die radikalische Polymerisation eignen sich die bekannten Initiatoren für die Kalt- und Heißhärtung, wobei mit einem entsprechend ausgerüsteten Gerät auch die Lichthärtung möglich ist.

[0031] Geeignete Initiatoren werden beispielsweise in der Encyclopedia of Polymer Science and Engineering, Vol. 13, Wiley-Intersci, Pub. New York etc. 1988, S. 754 ff. beschrieben. Bevorzugte Initiatoren sind Peroxide, wie Dibenzoylperoxid, Dilauroylperoxid, tert.-Butylperoctoat, tert.-Butylperbenzoat, oder Di-(tert.-butyl)-Peroxid oder Azoverbindungen, wie Azobis(isobutyronitril)(AIBN) oder Azo-bis(4-cyanvaleriansäure). Weiterhin sind für die Heisshärtung Perketale und Benzpinakole ebenfalls geeignet. Zur Beschleunigung der Initiierung durch Peroxide oder α-Diketone eignen sich besonders Kombinationen mit Aktivatoren, z. B. mit aromatischen Aminen. Als Initiatorsystem sind weiterhin Redoxsysteme einsetzbar, insbesondere Kombinationen aus Dibenzoylperoxid, Dilauroylperoxid, oder Campherchinon mit Aminen wie N,N-Dimethyl-t-toluidin, N,N-Dihydroxyethyl-p-toluidin, p-Dimethylaminobenzoesäurediethyl-

ester oder auch anderen strukturverwandten tertiären Aminen.

[0032] Darüber hinaus werden auch Redoxsysteme verwendet, die neben einem Peroxid noch Ascorbinsäure oder deren Derivate, ein Barbiturat oder eine Sulfinsäure als Reduktionsmittel enthalten.

[0033] Geeignete Photoinitiatoren für den UV- oder sichtbaren Bereich werden von J. P. Fouassier, J. F. Rabek (Hrsg.), Radiation Curing in Polymer Science and Technology, Vol. II., Elsevier Applied Science, London und New York 1993, Seiten 155 bis 237, beschrieben. Bevorzugte Photoinitiatoren sind Benzoinether, Dialkylbenzilketale, Dialkoxyacetophenone, Acylphosphinoxide, Bisacylphosphinoxide, α-Diketone, wie 10-Phenanthrenchinon, Diacetyl, Furil, Anisil, 4,4'-Dichlorbenzil, 4,4'-Dialkoxybenzil und Campherchinon.

[0034] Erfindungsgemäß wird die Polymerisation bei niedriger Temperatur gest artet. Obwohl während der Polymerisation die Temperatur ansteigt (Exothermie der Reaktion), sind die Temperaturen deutlich niedriger als bei der Heißpolymerisation. Dadurch werden gleichzeitig zwei weitere wichtige Prozess- und Produktparameter positiv beeinflusst. Einerseits reduziert sich der thermisch bedingte Schrumpf der Prothese bei Abkühlung auf die Raumtemperatur und die Passung der Dentalprothese ist verbessert und andererseits werden die Prozesszeiten reduziert, da einerseits die Temperaturerhöhung auf das erforderliche Maß für Heisspolymerisate entfällt, und andererseits der Abkühlprozess durch die geringere Temperaturdifferenz zwischen dem höchsten Punkt während der Polymerisation und der Raum- bzw. Entformungstemperatur kürzer ist.

[0035] Der große Vorteil der Pulver-Flüssigkeitssysteme hinsichtlich der Zahnhaftung (bei Kunststoffzähnen), der durch die Quellung der Hälse der Prothesenzähne durch die Monomere der Flüssigkeitskomponente bedingt ist, bleibt bestehen. Dabei dringt das Monomer/die Monomermischung in die Oberfläche der Zahnhälse ein und bei der Polymerisation wird somit ein guter Verbund zwischen dem Zahnhals und dem Prothesenmaterial erreicht. Werden Keramikzähne verwendet, so werden sogenannte Krampons (mechanische Klammern) zur Erzielung einer hohen mechanischen Retention verwendet.

[0036] Ein weiterer grosser Vorteil der Erfindung besteht darin, dass die aus dem Stand der Technik bekannte und bei den Anwendern (zahntechnische Labors) vorhandene Technik verwendet werden kann und die Anschaffung neuer Geräte nicht erforderlich ist. Ganz besonders bevorzugt ist die Verwendung des erfindungsgemässen Materials im Ivocap-System. Damit ist während der Polymerisation ebenfalls die Schrumpfungskompensation problemlos möglich und die durch die Polymerisation bedingte Schrumpfung wird durch ein Nachdrücken unpolymerisierter Prothesenmasse in die Küvette ausgeglichen. Da bei diesem Prozess hohe Drücke angewendet werden, wird eine hohe Materialgüte (große Homogenität, keine Blasen im Prothesenmaterial), glatte Oberfläche und damit eine gute klini sche Beständigkeit (reduzierte Plaqueablagerung und Verfärbungsneigung) erreicht.

[0037] Durch eine gezielte Temperaturerhöhung kann die Freisetzung der verkapselten Initiatorkomponente beschleunigt werden. Diese Verkapselung besitzt den Vorteil, dass beim Mischen der flüssigen Komponente mit der Pulverkomponente eine ausreichend lange Zeit zum Handling des polymerisationsfähigen Systems zur Verfügung steht und dass nach dem Einbringen der polymerisationsfähigen Masse in die Küvette durch gezielte Temperaturerhöhung (zeitlich und örtlich gesteuert) die Freisetzung der verkapselten Initiatorkomponente beschleunigt werden kann und somit die Prozesszeit der Größe des Kunststoffformteils angepasst werden kann. Ein Reservoir mit unpolymerisiertem Prothesenmaterial außerhalb der Küvette wird hierbei natürlich nicht erwärmt, so dass aus diesem Reservoir Material in die Küvette nachgepresst und somit der Polymerisationsschrumpf des Kunststoffes in der Küvette ausgeglichen werden kann.

[0038] Bevorzugt erfolgt die Erwärmung des Materials in der Küvette derart, dass die Temperaturerhöhung in Form einer „Temperaturfront" vorgenommen wird, die an der Küvette gegenüber dem Reservoir mit dem unpolymerisierten Material beginnt und somit am „entfernten" Ort innerhalb der Küvette die Polymerisation startet. Durch die Exothermie der Polymerisationsreaktion wird die Freisetzung des Initiators weiter beschleunigt und die Erwärmung in die angrenzenden Bereiche innerhalb der Küvette ausgedehnt bis schließlich der Initiator vollständig freigesetzt und die Polymerisation vollständig erfolgt ist.

[0039] Die erfindungsgemäß verwendeten Materialien werden im Dentalbe reich eingesetzt, besonders vorteilhaft ist der Einsatz für Dentalprothesen.

[0040] Das erfindungsgemäß verwendete Material lässt sich besonders vorteilhaft in Kombination mit dem eingangs geschilderten Injektionsverfahren verwenden.

[0041] Anhand eines Beispiels wird der Einsatz des erfindungsgemäßen Materials in einem solchen Injektionsverfahrens im folgenden beschrieben:

Herstellung der Mischung

[0042] Das Polymerpulver wird im vorgegebenen Mischungsverhältnis zum Monomer gegeben und gut

durchmischt. Dabei verteilen sich die Pigmente vollständig im System. Danach wird die erhaltene Mischung in die vorne verschlossene Einweghülse (**11**) gegossen. Die Konsistenz der unpolymerisierten Massen (**12**) sollte idealerweise nach dem Mischen der beiden Komponenten fließfähig dünn sein, so dass eingerührte Luftbläschen aufsteigen können und möglichst keine Lufteinschüsse im Kapselreservoir vorhanden sind.

[0043] Gleichzeitig teigt das Material in der Kapsel weiter an, so dass mit zunehmender „Reife" der Mischung ein injizierbarer Teig entsteht. Injizierbar bedeutet, dass die Konsistenz des Teiges soweit zugenommen hat, dass während der Injektion eine Entmischung nicht mehr stattfinden kann und beim Einfließen eine möglichst laminare Strömung herrscht. Diese Konsistenz wird nach etwa 5 bis 10 Minuten nach Mischbeginn erreicht.

[0044] Der auftretende chemische Polymerisationsschrumpf wird nun durch nachfliessendes Material praktisch vollständig kompensiert, analog dem bekannten Ivocap-Verfahren. Der thermische Schrumpf ist im Vergleich zu den konventionellen Heisspolymerisaten wie dem Ivocap-Verfahren deutlich reduziert.

[0045] Die Abkühlung erfolgt entweder direkt im Injektor über z. B. eine Luftkühlung (**6**), oder aber man entnimmt die Küvette dem Injektor und kühlt sie bei Raumtemperatur an der Luft oder in fließend kaltem Wasser ab. Danach wird sie wie gewohnt ausgebettet. Wichtig dabei ist, daß die Temperatur in der Küvette soweit gefallen ist, dass die Formstabilität bei me chanischer Beanspruchung gegeben ist.

Patentansprüche

1. Verfahren zur Herstellung von im Dentalbereich einsetzbaren Kunststoffteilen mittels Injektion, wobei
A) wenigstens eine polymerisierbare Komponente und
B) wenigstens ein Initiator in phlegmatisierter Form
zu einem Teig mit einer Konsistenz vermischt werden, bei der eine Entmischung während der Injektion nicht mehr stattfinden kann,
der Teig in eine Küvette injiziert und unter Wärmezufuhr polymerisiert wird.

2. Verfahren nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, dass das Mischen für 5 bis 10 Minuten durchgeführt wird.

3. Verfahren nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, dass durch die Küvette eine Temperaturfront geführt wird, die an dem der Zufuhr des unpolymerisierten Materials gegenüberliegenden Ort in der Küvette beginnt.

4. Verfahren nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass Komponente A in flüssiger Form eingesetzt wird.

5. Verfahren nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass die polymerisierbare Komponente A ein (Meth)acrylat ist.

6. Verfahren nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass die Komponente B ein Initiatorsystem enthält, welches wenigstens einen Initiator in phlegmatisierter Form aufweist.

7. Verfahren nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass das Initiatorsystem wenigstens zwei Komponenten aufweist.

8. Verfahren nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass das Initiatorsystem wenigstens einen Aktivator aufweist.

9. Material nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass das Initiatorsystem wenigstens einen Aktivator und einen Inhibitor aufweist.

10. Verfahren nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass das Initiatorsystem wenigstens einen Aktivator in phlegmatisierter Form aufweist.

11. Verfahren nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass das Initiatorsystem wenigstens einen Aktivator und einen Initiator in phlegmatisierter Form aufweist.

12. Verfahren nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass die phlegmatisierte Form durch Verkapselung in einem Perlpolymerisat erhältlich ist.

13. Verfahren nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass das Perlpolymerisat in der Komponente A quellbar ist.

14. Verfahren nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass das Perlpolymerisat (Meth)acrylat enthält.

15. Verwendung eines Materials enthaltend
A) wenigstens eine polymerisierbare Komponente und
B) wenigstens einen Initiator in phlegmatisierter Form
zur Herstellung von im Dentalbereich einsetzbaren Kunststoffteilen im Injektionsverfahren.

16. Verwendung nach Anspruch 15 zur Herstellung von Zahnprothesen.

Es folgt kein Blatt Zeichnungen