



(10) **DE 10 2011 003 289 A1** 2012.08.02

(12)

## Offenlegungsschrift

(21) Aktenzeichen: **10 2011 003 289.4**

(22) Anmeldetag: **27.01.2011**

(43) Offenlegungstag: **02.08.2012**

(51) Int Cl.: **A61K 6/083 (2006.01)**

**A61C 8/00 (2006.01)**

(71) Anmelder:

**VOCO GmbH, 27472, Cuxhaven, DE**

(74) Vertreter:

**Eisenführ, Speiser & Partner, 28217, Bremen, DE**

(72) Erfinder:

**Maletz, Reinhard, Dr., 27472, Cuxhaven, DE;  
Blömker, Tobias, Dr., 27472, Cuxhaven, DE;  
Hoffmann, Klaus-Peter, 27474, Cuxhaven, DE;  
Plaumann, Manfred Thomas, 27476, Cuxhaven,  
DE**

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

<b>DE</b>	<b>199 41 829</b>	<b>A1</b>
<b>DE</b>	<b>10 2007 029 640</b>	<b>A1</b>
<b>WO</b>	<b>2008/ 037 753</b>	<b>A2</b>

Rechercheantrag gemäß § 43 Abs. 1 Satz 1 PatG ist gestellt.

**Die folgenden Angaben sind den vom Anmelder eingereichten Unterlagen entnommen**

(54) Bezeichnung: **Dentale provisorische Suprakonstruktionen sowie Materialien zu ihrer Herstellung und entsprechende Verfahren**

(57) Zusammenfassung: Beschrieben wird ein dentaler Stoff, ein dentales Gemisch oder ein dentales Mehrkomponentensystem zur Herstellung des Materials einer provisorischen Suprakonstruktion oder eines Kerns für eine provisorische Suprakonstruktion für ein dentales Implantat durch Polymerisationshärtung, bestehend aus ein, zwei oder mehr polymerisierbaren (Meth)Acrylaten, sowie optional weiteren Bestandteilen, wobei der dentale Stoff, das dentale Gemisch bzw. das Mehrkomponentensystem zu einem Produkt härtbar ist, und der maximal erreichbare Druckmodul 420 MPa beträgt, zur Anwendung in einer therapeutischen Behandlung zur Beschleunigung der Osseointegration dentaler Implantate, insbesondere nach der Methode des progressive bone loading. Die Erfindung betrifft zudem die provisorischen Suprakonstruktionen und Kerne selbst, sowie einen provisorischen Zahnersatz, ein Kit zur Herstellung einer Mehrzahl provisorischer Suprakonstruktionen für ein dentales Implantat oder einer Mehrzahl von Kernen für provisorische Suprakonstruktionen für ein dentales Implantat. Ein entsprechendes Verfahren zur Herstellung einer provisorischen Suprakonstruktion oder eines Kerns ist ebenfalls Gegenstand der vorliegenden Erfindung.

### Beschreibung

**[0001]** Die vorliegende Erfindung betrifft einen dentalen Stoff, ein dentales Gemisch und ein dentales Mehrkomponentensystem zur Herstellung des Materials einer provisorischen Suprakonstruktion für ein dentales Implantat oder eines Kerns für eine provisorische Suprakonstruktion für ein dentales Implantat durch Polymerisationshärtung.

**[0002]** Die Erfindung betrifft zudem die entsprechenden provisorischen Suprakonstruktionen und Kerne selbst, welche durch Polymerisationshärtung aus den erfindungsgemäßen dentalen Gemischen oder den erfindungsgemäßen dentalen Mehrkomponentensystemen herstellbar sind. Die vorliegende Erfindung betrifft auch einen entsprechenden provisorischen Zahnersatz, der neben einer erfindungsgemäßen provisorischen Suprakonstruktion auch ein dentales Implantat und ein vorzugsweise metallisches Abutment umfasst. Gegenstand der vorliegenden Erfindung ist auch ein Kit zur Herstellung einer Mehrzahl von erfindungsgemäßen provisorischen Suprakonstruktionen für ein dentales Implantat oder einer Mehrzahl von erfindungsgemäßen Kernen für provisorische Suprakonstruktionen für ein dentales Implantat. Ein entsprechendes Verfahren zur Herstellung einer provisorischen Suprakonstruktion oder eines Kerns ist ebenfalls Gegenstand der vorliegenden Erfindung. Die Erfindung betrifft auch ein Verfahren zur provisorischen Versorgung eines dentalen Implantats für therapeutische und/oder kosmetische Zwecke, wobei erfindungsgemäße provisorische Suprakonstruktionen eingesetzt werden. Schließlich betrifft die Erfindung auch die Verwendung eines erfindungsgemäßen dentalen Stoffes, eines dentalen Gemisches oder eines dentalen Mehrkomponentensystems zum Herstellen einer provisorischen Suprakonstruktion oder eines Kerns für eine solche provisorische Suprakonstruktion.

**[0003]** Sämtliche Aspekte der vorliegenden Erfindung stehen dabei im Zusammenhang mit dem Einsatz von dentalen Implantaten und insbesondere den Verfahren des progressive bone loading.

**[0004]** In der modernen Zahnmedizin stellt der Einsatz von Zahnimplantaten eine aufwändige, ansonsten jedoch zuverlässige und auch ästhetisch ansprechende Behandlungsmethode zur Versorgung von Zahnlücken dar.

**[0005]** Gegenüber den alternativen Möglichkeiten des Zahnersatzes wie festen nichtimplantatgestützten Brücken oder herausnehmbaren Prothesen weisen Implantate deutliche Vorteile auf; insbesondere belasten sie den Kieferknochen in fast der gleichen Weise wie der ursprüngliche Zahn. Ein zahnärztliches Implantat (dentales Implantat) ist eine künstliche Zahnwurzel meist in der technischen Ausgestaltung einer Schraube, die in den Kieferknochen eingepflanzt wird, wenn der Zahn mitsamt seiner Wurzel verlorengegangen ist. Durch das Verwachsen des Implantats mit dem Knochen übernimmt das Implantat fast die gleichen Funktionen wie die ursprüngliche Zahnwurzel und leitet ebenfalls Kräfte in den Knochen ein, wodurch der Knochen auf Zug beansprucht wird. Durch diese Belastung des Kieferknochens wird der Knochenstoffwechsel aktiv stimuliert und unterstützt, so dass der Kieferknochen erhalten bleibt. Der zahnlose, nur vom Zahnfleisch bedeckte Kieferknochen unter Totalprothesen hingegen wird durch die fehlende, auf Zug wirkende Krafteinleitung in den Knochen und zusätzlich oberflächlich wirkenden Druck falsch belastet und baut sich über Jahre teilweise langsam, teilweise rasant immer weiter ab. Durch den fortschreitenden Knochenabbau verändert sich das gesamte Knochenlager, was nach Jahren zu großen Problemen führt.

**[0006]** Zahnmedizinische Implantate werden daher in den Kieferknochen eingesetzt, um nach dem Einheilen eine im Vergleich zu einer Versorgung ohne Implantate bessere prothetische Versorgung für den Patienten zu ermöglichen und den ortständigen Knochen zu erhalten. So werden bei zahnlosen Patienten dadurch vielfach Totalprothesen vermieden, da der Patient entweder mit auf den Implantaten feststehendem oder kombiniert feststehend-herausnehmbarem Zahnersatz versorgt werden kann. Bei Lückengebissen kann das Beschleifen von gesunden Zähnen zur Herstellung von konventionellen (nichtimplantatgestützten) Brücken vermieden werden.

**[0007]** Der implantologische Eingriff ist recht umfangreich und umfasst im Wesentlichen die folgenden Schritte:

- Einsetzen des Implantats in den Kieferknochen
- Einheilung des Implantats in den Knochen
- Freilegung des Implantates
- Abdrucknahme mit speziellen Abdruckhilfen
- Herstellung des Zahnersatzes (der Suprakonstruktion)
- Einprobe des von der Zahntechnik angefertigten Zahnersatzes
- Einsetzen des endgültigen Zahnersatzes (endgültige Versorgung des Implantats).

**[0008]** Unter „Suprakonstruktion“ wird im Rahmen des vorliegenden Textes ein Element verstanden, das direkt oder indirekt mit einem dentalen Implantat zu verbinden oder verbunden ist und dazu vorgesehen ist, vollständig oder fast vollständig in die Mundhöhle zu ragen. In der Regel ist die Suprakonstruktion ein Zahnersatz. Eine Suprakonstruktion kann beispielsweise eine Krone, eine Brücke (bzw. ein Teil einer Brücke) oder eine herausnehmbare Prothese (bzw. ein Teil einer herausnehmbaren Prothese) sein. Der Begriff „endgültig“ wie etwa im Kontext „endgültige Suprakonstruktion“ oder „endgültiger Zahnersatz“ bezeichnet im Rahmen des vorliegenden Textes ein Element, das nicht von vornherein dazu bestimmt ist, nach einer gewissen Zeitspanne durch ein anderes Element ersetzt zu werden. Im Gegensatz dazu wird unter „Provisorium“ im Rahmen des vorliegenden Textes ein Element verstanden, das von vornherein dazu bestimmt ist, zu einem späteren Zeitpunkt durch ein anderes Element ersetzt zu werden. Das Adjektiv „provisorisch“ ist entsprechend zu verstehen. In der Regel ist ein Verbindungselement zwischen Implantat und Suprakonstruktion vorgesehen, ein sogenanntes Abutment (Aufbau). Ein gegebenenfalls vorhandenes Abutment wird im Rahmen des vorliegenden Textes nicht zur Suprakonstruktion gezählt. Unter „Verbinden“ einer provisorischen Suprakonstruktion mit einem dentalen Implantat ist sowohl ein Positionieren der Suprakonstruktion direkt auf dem Implantat (ohne Verwendung eines Abutments) als auch ein Positionieren der Suprakonstruktion auf einem Abutment, das auf dem Implantat positioniert ist (indirektes Verbinden) zu verstehen.

**[0009]** Im oben angegebenen Behandlungsablauf beträgt die Einheilphase in der Regel zwischen 2 und 6 Monaten. Hierbei kommt es zur sogenannten Osseointegration des Implantates. Das bedeutet, dass Knochen auf die Implantatoberfläche aufwächst und das Implantat fest im Knochen verankert wird. Es kommt dabei aber noch nicht zu einer optimalen architektonischen Ausrichtung der Knochenstruktur, welche Kräfte aufnehmen und weiterleiten kann. Im oben angegebenen Behandlungsablauf wird bei der anschließenden Freilegung des Implantates und durch die darauf anschließend erfolgende Versorgung der Implantate mit der prothetischen Arbeit (der Suprakonstruktion) eine schlagartige einhundertprozentige Übertragung von Kräften, also eine ohne Übergangsphase einsetzende vollständige Übertragung der beim Kauen erzeugten Kräfte, auf das vorher durch Kräfte unbelastete Implantat und die unbelastete umgebende Knochenstruktur bewirkt. Der Nachteil des oben angegebenen Behandlungsablaufes ist also die spontan einsetzende, einhundertprozentige Belastung der Implantate und umgebenden Knochenstruktur, welche eventuell nicht der Knochensituation um das Implantat herum entspricht und den Knochen in manchen Situationen überbelastet.

**[0010]** Um eine gute Osseointegration zu erreichen, benötigen der Knochen und die darin vorhandenen Zellen Zeit, auf der Oberfläche des Implantates anzuwachsen und umgebenden Knochen umzubauen. Bisher ging man davon aus, dass die Zeit und die Qualität des Knochens für die Einheilungsgeschwindigkeit und auch für den Erfolg der Osseointegration verantwortlich sind. Es wird diskutiert, ob auf das Implantat einwirkende physiologische Kräfte die Osseointegration fördern. Physiologische Kräfte würden die erstehende Knochenstruktur nur soweit belasten, wie es der bis dahin eingetretene Heilungsprozess erlaubt. Durch eine solche physiologische Krafteinleitung und eine daraus resultierende Verbesserung des Einheilvorganges lässt sich vermutlich die Einheilzeit verkürzen.

**[0011]** Wie lange ohne Anwendung einer solchen Technik der physiologischen Krafteinleitung die Einheilzeit sein soll, richtet sich nach anerkannten Klassifizierungen der Dichte und Struktur des Knochens, die Empfehlungen für bestimmte Einheilzeiten vorgeben. Im Allgemeinen sind dies für den Oberkiefer 6 Monate und für den Unterkiefer 3 Monate, da hier verschiedene Knochenstrukturen und Qualitäten zu finden sind.

**[0012]** Eine für die erfolgreiche Implantation weitere wichtige Voraussetzung ist, dass das Implantat nach dem Einbringen in den Knochen eine sogenannte Primärstabilität besitzt. Das heißt, dass es direkt nach dem Einbringen nicht locker sitzen darf, sondern absolut, d. h. im maximal möglichen Ausmaß, fest im Knochen verankert ist, was man auch mit Hilfe von Geräten, wie den unter dem Namen Periotest® vertriebenen, messen kann. Interessanterweise wird das Implantat nach initialer Primärstabilität oft nach etwa 14 Tagen etwas lockerer, um dann wieder fester zu werden. Dies wird durch Knochenab- und Umbauvorgänge erklärt. Wahrscheinlich ist das Implantat innerhalb dieser Zeit gegenüber äußeren Krafteinflüssen sehr sensibel.

**[0013]** In den letzten Jahren sind neue Überlegungen zu den nach dem Einsetzen eines Implantats erforderlichen Einheilzeiten gemacht worden. Vor allem dem Wunsch der Patienten folgend, nicht mehr so lange bis zur endgültigen Versorgung warten zu müssen, wurde angefangen, mit verkürzten Einheilzeiten oder ganz ohne Einheilzeiten und entsprechend der soeben genannten Alternative mit sofortiger (direkt nach der Implantation oder innerhalb von 24 bis 36 Stunden danach) provisorischer oder endgültiger Versorgung des Implantates und Belastung zu arbeiten.

**[0014]** Studien zur Sofortbelastung von Implantaten im Vergleich zu der herkömmlichen Methode sind widersprüchlich. Es gibt Studien, die zeigten, dass die erreichte Einheilung schlechter bei der Sofortimplantation war (M. Lorenzoni, C. Pertl, K. Zhang, W. Wegscheider, Clin. Oral Implants Res., 2003, 14 (3) 273–279); andere Studien fanden keinen Unterschied (P. Quinlan et al., Int. J. Oral Maxillofac Implants 2005, 20 (3), 360–370) oder kamen zu der Einschränkung, dass die Patienten genau auszuwählen und die Belastungskräfte auf die Implantate möglichst gering zu halten sind (G. Romanos, J. Oral Implantol. 2004, 30 (3), 189–197).

**[0015]** Die Misserfolge bei der Sofortbelastung scheinen durch zu frühe und zu starke Kraftübertragungen auf die Implantat-Knochenstruktur, die in diesen Fällen gerade im Aufbau und Umbau ist, herzuführen. Wahrscheinlich kann dieses System bestimmte physiologische Kräfte tolerieren, eventuell wirken diese sogar stimulierend; werden sie aber zu groß, reißt die Toleranz ab und es kommt zu keiner Osseointegration, sondern zu einer bindegewebigen Einscheidung des Implantates.

**[0016]** Die herkömmliche Methode mit den vergleichsweise langen Einheilzeiten hat den Nachteil, dass es nicht langsam und kontinuierlich zu diesen Umbauvorgängen kommt, da der Kieferknochen zunächst über einen längeren Zeitraum nicht belastet wird (keine Okklusion mit dem Gegenkiefer) und später eine plötzliche relative Vollbelastung durch das Provisorium bzw. die endgültige Versorgung (Suprakonstruktion) erfährt, welche auch zu Implantatverlusten führen kann.

**[0017]** Die Methode der Sofortbelastung ist nachteilig, denn sie birgt nach bisherigen Erkenntnissen das Risiko, dass es zu Überbelastungen der sich umbauenden Knochen-Implantatgrenze kommt, welche in dieser frühen Phase der Einheilung dann den Verlust des Implantates bedeuten können.

**[0018]** Diesen Erkenntnissen folgend wurde die sogenannte (nachfolgend auch als „klassisch“ bezeichnete) Methode der progressiven Kraftbelastung (progressive bone loading) beschrieben (R. Appleton et al., Clin. Oral Implants Res. 2005, 16 (2), 161–167). Dabei müssen die Kräfte langsam auf den Knochen übertragen werden. Diese steigende Kraftübertragung nennt man „progressives Belasten“. Hierbei wird zunächst ein Provisorium (eine provisorische Suprakonstruktion) auf Kunststoffbasis eingesetzt, das zunächst sicherstellt, dass der provisorische Zahnersatz (das Provisorium) nicht mit seinem Antagonisten okkludiert. Der Patient ist in dieser Zeit angehalten, nur flüssige oder breiartige Nahrung zu sich zu nehmen. Das Provisorium wird schließlich so abgeändert, dass es in mehreren Schritten immer dichter an den antagonistischen Zahn gebracht wird, bis es schließlich in Okklusion mit dem Gegenkiefer steht. Der Kieferknochen soll sich während dieses Zeitraums der steigenden Belastung anpassen, bis schließlich die endgültige Versorgung erfolgt.

**[0019]** Das dadurch erfolgende Knochentraining soll langsame, durch physiologische und reduzierte Kräfte induzierte Umbauvorgänge der Knochenarchitektur bewirken. Gerade diese Knochenarchitektur ist wichtig, um Kräfte im Knochen physiologisch zu verteilen, da dies ein Grundprinzip der Natur und des Knochens ist.

**[0020]** Der provisorische Zahnersatz wird im Stand der Technik aus herkömmlichen dentalen Prothesenkunststoffen beträchtlicher Härte angefertigt. Hierzu werden bevorzugt radikalisch polymerisierbare Acrylate eingesetzt. Diese Systeme sind in der Literatur erschöpfend beschrieben, so z. B. in der EP 270915, in der EP 630640, in der US 6063830, in der US 5548001, in der US 4617327, sowie in der EP 0677286.

**[0021]** Neben den auf der Acrylchemie basierenden Systemen wurden Spiroorthoester und polycyclische Ketallactone zur Herstellung von Dentalmaterialien vorgeschlagen (US 4387215). Die DE 19506222 beschreibt kationisch polymerisierbare Materialien auf der Basis von Oxetan- und Oxacyclobutan-Derivaten. Weiterhin sind bicycloaliphatische 2-Methylen-1,3-dioxepane aus der DE 4439485 bekannt. Die US 5665839 offenbart radikalisch polymerisierbare Oxathiepane, die DE 19612004 beschreibt radikalisch polymerisierbare multifunktionelle Vinylcyclopropanderivate, während die DE 102004002178 Monomeren vorschlägt, die durch ringöffnende Metathese vernetzen können.

**[0022]** Nachteil der vorstehend beschriebenen, „klassischen“ progressive bone loading Methode ist die Tatsache, dass Patienten nur Brei essen dürfen und dass es aufgrund der Tatsache, dass dann keine funktionellen Kaukräfte entstehen, zu keiner kontrollierbaren reduzierten Krafteinleitung im Vergleich zu einer Situation bei funktionaler Vollbelastung kommt. Falls der Patient jedoch Speisen zu sich nehmen sollte, die ein Kauen erfordern, sind die auf das Implantat einwirkenden Kaukräfte nicht zu kontrollieren.

**[0023]** Es gibt im Stand der Technik bereits Bemühungen, provisorische Suprakonstruktionen für dentale Implantate anzugeben, mit deren Hilfe die mit der Verwendung herkömmlicher provisorischer Suprakonstruktionen jeweils verbundenen Nachteile minimiert werden können, insbesondere auch die Nachteile, die

mit der „klassischen“ progressive bone loading Methode verbunden sind. So offenbart beispielsweise die WO 2008/037753 A2 elastische provisorische Suprakonstruktionen für dentale Implantate, die aus Materialien mit einem Elastizitätsmodul von weniger als 300 MPa bestehen. Die in der WO 2008/037753 A2 offenbarten provisorischen Suprakonstruktionen basieren auf speziellen härtbaren Ausgangsmaterialien, insbesondere Siliconen umfassend mehratomige vernetzbare Gruppen oder gegebenenfalls substituierte vernetzbare Polyether. Die in der WO 2008/037753 A2 vorgeschlagenen härtbaren Ausgangsmaterialien haben sich in der Praxis durchaus bewährt; jedoch ist es in der Praxis nur schwierig und in manchen Fällen gar nicht möglich, eine ausreichende Anhaftung der aus den speziellen härtbaren Ausgangsmaterialien hergestellten Suprakonstruktionen an üblichen dentalen Abutments zu erreichen, wie sie im Zusammenhang mit dentalen Implantaten eingesetzt werden. Gemäß der WO 2008/037753 A2 wird deshalb auch mit speziell gestalteten Abutments gearbeitet, die Unterschneidungen besitzen und einen Formschluss mit komplementären provisorischen Suprakonstruktionen ermöglichen. Der Einsatz von Abutments ohne Unterschneidungen ist aber in der Praxis bevorzugt, da entsprechende Unterschneidungen durch inelastische Materialien (wie sie zum Beispiel im Anschluss an die Osseointegration bei Einsatz von permanenten Suprakonstruktionen verwendet werden), nicht ausgefüllt werden können. Zudem ist in der Praxis eine Verbindung zwischen einem solchen spezifischen Abutment mit Unterschneidungen und einer provisorischen Suprakonstruktion im manchen Fällen nicht ausreichend fest (wenn die provisorische Suprakonstruktion die Unterschneidung nicht vollständig ausfüllt) oder aber nahezu irreversibel (wenn nämlich die provisorische Suprakonstruktion fest in die Unterschneidungen einrastet). Daher werden Abutments nach wie vor in der dentalen Praxis typischerweise so gestaltet, dass sie einen sich zur Kaufläche (Okklusionsfläche) hin verjüngenden, z. B. konusförmigen Querschnitt aufweisen. Das Abweichen von dieser typischen Abutment-Gestalt wird in der dentalen Praxis als nicht erstrebenswert angesehen.

**[0024]** Das Dokument US 7,798,812 A1 trägt den Titel „Temporary dental prosthesis“ und offenbart provisorische (temporäre) dentale Prothesen, die gegenüber Belastung nachgiebig sind und von außen applizierte Belastungen im Wesentlichen absorbieren. Als geeignete Materialien für derartige Provisorien werden wieder Silicone genannt, aber auch: Gummi (rubber), Nylon, Polyethylen, Copolymere, Kompomere, Elastomere, Kunststoffe (plastic), Teflon und andere biokompatible Materialien. Die in US 7,798,812 A1 offenbarten Suprakonstruktionen umfassen neben einem Prothesenkörper (prosthesis body) eine Grenzflächenstruktur (interface structure), die in ihrer Funktion einem üblichen Abutment entspricht. Prothesenkörper und Grenzflächenstruktur sind entweder integral miteinander verknüpft oder reversibel aneinander montiert, wobei insbesondere Schraubverbindungen eingesetzt werden. Die Lehre der US 7,798,812 A1 sieht keine Anbringung eines Prothesenkörpers auf einem typischen handelsüblichen Abutment (wie oben erläutert) vor. Weil die Systeme gemäß US 7,798,812 A1 den Einsatz spezifisch angepasster Grenzflächenstrukturen anstelle handelsüblicher Abutments erfordern, wird ihr Einsatz in manchen Fällen als nachteilig empfunden.

**[0025]** Eine primäre Aufgabe der vorliegenden Erfindung war es daher, eine provisorische Suprakonstruktion für ein dentales Implantat anzugeben, mit deren Hilfe die mit der Verwendung herkömmlicher provisorischer Suprakonstruktionen jeweils verbundenen Nachteile minimiert werden können, insbesondere die Nachteile, die bei Durchführung der technischen Lehren gemäß WO 2008/037753 A2 und US 7,798,812 A1 auftreten. Mit dieser primäre Aufgabe verknüpft waren dabei die weiteren Aufgaben, dentale Stoffe, dentale Gemische oder dentale Mehrkomponentensysteme zur Herstellung des Materials einer provisorischen Suprakonstruktion für ein dentales Implantat oder eines Kerns für eine provisorische Suprakonstruktion für ein dentales Implantat anzugeben, einen entsprechenden provisorischen Zahnersatz anzugeben, ein Kit zur Herstellung einer Mehrzahl von provisorischen Suprakonstruktionen oder Kernen für provisorische Suprakonstruktionen anzugeben, die in Verfahren zur Beschleunigung der Osseointegration dentaler Implantate, vorzugsweise nach dem Prinzip des progressive bone loading, Einsatz finden können und entsprechende Verfahren zur provisorischen Versorgung eines dentalen Implantats anzugeben.

**[0026]** Hinsichtlich des anzugebenden dentalen Stoffs, dentalen Gemisches oder dentalen Mehrkomponentensystems zur Herstellung des Materials einer provisorischen Suprakonstruktion für ein dentales Implantat oder eines Kerns für eine provisorischen Suprakonstruktion für ein dentales Implantat wird diese Aufgabe überraschender Weise gelöst durch einen dentalen Stoff, ein dentales Gemisch oder ein dentales Mehrkomponentensystem bestehend aus (a) ein, zwei oder mehr polymerisierbaren (Meth)Acrylaten, sowie optional weiteren Bestandteilen, wobei der dentale Stoff, das dentale Gemisch bzw. das dentale Mehrkomponentensystem zu einem Produkt härtbar ist, wobei der durch (Polymerisations-)Härtung maximal erreichbare Druckmodul vorzugsweise zumindest 420 MPa oder weniger beträgt. Zu weiteren optionalen Bestandteilen (b), (c) etc. siehe unten. Der „durch Polymerisations-/Härtung maximal erreichbare Druckmodul“ ist eine Materialeigenschaft. Das im Rahmen des vorliegenden Textes zu verwendende Verfahren zur Bestimmung dieser Eigenschaft wird weiter unten definiert. Die Herstellung eines geeigneten Prüfkörpers wird ebenfalls weiter unten erläutert.

**[0027]** Die dentalen Stoffe, Gemische und Mehrkomponentensysteme dienen dabei zur Anwendung in einer therapeutischen Behandlung zur Beschleunigung der Osseointegration dentaler Implantate, insbesondere nach der Methode des progressive bone loading.

**[0028]** Unter dem Begriff „Polymerisationshärtung“ wird im vorliegenden Text das Verfestigen bzw. Härten eines Stoffes, eines Gemisches oder eines Mehrkomponentensystems durch Ausbildung von kovalenten Bindungen durch radikalische und/oder ionische Polymerisation oder Vernetzung verstanden, insbesondere durch radikalische Polymerisation. Nicht gemeint sind andere, insbesondere physikalische Verfahren, die zum Härten eines Gemisches führen, wie z. B. Sintern, Tempern oder Einfrieren.

**[0029]** Vom Begriff „(Meth)Acrylate“ werden im vorliegenden Text Acrylate und Methacrylate umfasst.

**[0030]** Es war überraschend, dass dentale Stoffe, dentale Gemische oder dentale Mehrkomponentensysteme, die aus einem, zwei oder mehr polymerisierbaren (Meth)Acrylaten sowie optional weiteren Bestandteilen bestehen, sämtliche Anforderungen an ein Ausgangsmaterial erfüllen, wie es im Rahmen der vorliegenden Erfindung angegeben werden sollte. Insbesondere sind nämlich die aus den genannten dentalen Stoffen, dentalen Gemischen oder dentalen Mehrkomponentensystemen herstellbaren Materialien und Produkte hervorragend zum Einsatz als provisorische Suprakonstruktion für ein dentales Implantat bzw. als Kern für eine solche provisorische Suprakonstruktion geeignet, wenn diese in einer therapeutischen Behandlung zur Beschleunigung der Osseointegration dentaler Implantate eingesetzt werden sollen, also insbesondere in einem Verfahren nach der Methode des progressive bone loading. Die aus den erfindungsgemäßen dentalen Stoffen, dentalen Gemischen oder dentalen Mehrkomponentensystemen durch Polymerisationshärtung herstellbaren Materialien vereinigen in sich sowohl die z. B. für das Verfahren des progressive bone loading gewünschte Eigenschaft eines niedrigen Druckmoduls mit einer hervorragenden Anhaftung an handelsüblichen, typischen, metallischen Abutments. Ausgehend von den erfindungsgemäßen dentalen Stoffen, dentalen Gemischen und dentalen Mehrkomponentensystemen lassen sich somit provisorische Suprakonstruktionen herstellen, die hervorragend an typischen Abutments anhaften und die gleichzeitig so weich sind, dass sie im Rahmen einer progressive bone loading-Therapie eingesetzt werden können, bei der sukzessive provisorische Suprakonstruktionen ansteigender Härte eingesetzt werden. Es sei insoweit auf die Ausführungen weiter unten und auf die grundlegenden Erläuterungen in der WO 2008/037753 A2 zu einer solchen Art der Therapie verwiesen.

**[0031]** Der erfindungsgemäße dentale Stoff, das erfindungsgemäße dentale Gemisch beziehungsweise das erfindungsgemäße dentale Mehrkomponentensystem dient zur Anwendung in einer therapeutischen Behandlung zur Beschleunigung der Osseointegration dentaler Implantate vorzugsweise nach der Methode des progressive bone loading, wobei aus dem dentalen Stoff bzw. dem dentalen Gemisch bzw. dem Mehrkomponentensystem eine provisorische Suprakonstruktion für ein dentales Implantat oder ein Kern für eine provisorische Suprakonstruktion für ein dentales Implantat durch Polymerisationshärtung hergestellt wird.

**[0032]** Ganz besonders bevorzugt findet ein erfindungsgemäßer Stoff, ein erfindungsgemäßes dentales Gemisch oder ein erfindungsgemäßes dentales Mehrkomponentensystem Anwendung in einer therapeutischen Behandlung zur Beschleunigung der Osseointegration dentaler Implantate nach der Methode des progressive bone loading, wobei im Rahmen der Behandlung mehrere provisorische Suprakonstruktionen bestehend aus bzw. als Kernmaterial umfassend Materialien mit unterschiedlichen Druckmoduln hergestellt und in der Reihenfolge ansteigender Druckmoduln zeitlich nacheinander mit dem dentalen Implantat verbunden werden.

**[0033]** Wie bereits weiter oben ausgeführt, lassen sich „klassische“ Verfahren des progressive bone loading (bei denen provisorische Suprakonstruktionen Einsatz finden, welche im Vergleich mit der zu restaurierenden dentalen Situation in ihrer Höhe verkürzt sind, so dass es in der Mundhöhle des Patienten im Normalfall nicht zu einer Okklusion mit den Antagonisten kommt) von zeitlich jüngeren Verfahren des progressive bone loading unterscheiden, in denen sukzessive Suprakonstruktionen ansteigender Härte eingesetzt werden, wobei diese regelmäßig Abmessungen besitzen, die denen der zu restaurierenden Situation entsprechen. Eine Okklusion mit dem Antagonisten in der Mundhöhle des Patienten ist daher möglich und sogar erwünscht. Die erfindungsgemäßen dentalen Stoffe, dentalen Gemische beziehungsweise dentalen Mehrkomponentensysteme sind somit insbesondere zur Anwendung in den letztgenannten Verfahren des progressive bone loading vorgesehen.

**[0034]** Ein bevorzugtes erfindungsgemäßes dentales Gemisch oder dentales Mehrkomponentensystem besteht aus:

- (a) ein, zwei oder mehr polymerisierbaren (Meth)Acrylaten,
- (b) einem oder mehreren Katalysatoren und/oder Initiatoren für die Polymerisation,
- (c) optional einem oder mehreren anorganischen und/oder organischen Füllstoffen,
- (d) optional einem oder mehreren Stabilisatoren, für die gilt: der oder die Stabilisatoren sind keine polymerisierbaren (Meth)Acrylate, sowie
- (e) optional einem oder mehreren weiteren Additiven.

**[0035]** Die folgenden polymerisierbaren (Meth)Acrylate sind bevorzugte erfindungsgemäße dentale Stoffe bzw. bevorzugte Bestandteile der Komponente (a) eines erfindungsgemäßen dentalen Gemisches oder dentalen Mehrkomponentensystems wobei der dentale Stoff bzw. das dentale Gemisch bzw. das dentale Mehrkomponentensystem zu einem Produkt härtbar ist, wobei der durch Härtung maximal erreichbare Druckmodul 420 MPa oder weniger beträgt:

1. Alkyl(meth)acrylate, deren Alkylgruppe zumindest 6 C-Atome besitzt.
2. Di(meth)acrylate des Polybutadiens, welche vorzugsweise herstellbar sind durch die Veresterung eines Hydroxy-funktionellen Polybutadiens mit (Meth)Acrylsäure (als hydroxy-funktionelle Polybutadiene sind beispielsweise Typen von "Poly BD" der Firma Cray Valley geeignet, z. B. Poly BD R-45HTLO Resin).
3. Alkyletherdi(meth)acrylate, deren Alkylgruppen unabhängig voneinander jeweils wenigstens 6 C-Atome besitzen.
4. Polyalkylether(mono/di/poly)(meth)acrylate, deren Alkylgruppen unabhängig voneinander jeweils wenigstens 2 C-Atome besitzen und wobei die Anzahl der Etherfunktionen wenigstens 8 beträgt.
5. Aliphatische oder aromatische Urethandi(meth)acrylate, insbesondere:
  - 5a. Aliphatische Urethandi(meth)acrylate, die herstellbar sind durch Umsetzung einer Diisocyanatkomponente, bevorzugt aus der Gruppe von Isophorondiisocyanat (IPDI), Hexamethylendiisocyanat (HDI), Cyclohexandiisocyanat, Dicyclopentandiisocyanat, hydriertem Methylendiphenyldiisocyanat (hydriertes MDI), besonders bevorzugt ist IPDI, mit einer eine (Meth)Acrylatfunktion tragenden Hydroxylkomponente, bevorzugt mit einem Hydroxyalkyl(meth)acrylat (beispielsweise Hydroxyethylmethacrylat (HEMA)) und/oder einem alkoxylierten Hydroxyalkyl(meth)acrylat, letzteres herstellbar aus einem molaren Überschuß an Ethenoxid und/oder Propylenoxid und/oder Butylenoxid und/oder Tetrahydrofuran, etc. und (Meth)Acrylsäure, können Polymerisate mit hervorragenden flexiblen Eigenschaften bilden. Besonders bevorzugt ist die Reaktion des Diisocyanats mit ethoxyliertem und/oder propoxyliertem Hydroxyethylacrylat (HEA), Hydroxyethylmethacrylat (HEMA), Hydroxypropylacrylat (HPA), Hydroxypropylmethacrylat (HPMA), ganz besonders bevorzugt ist die Reaktion mit ethoxyliertem und/oder propoxyliertem Hydroxyethylmethacrylat (HEMA). Der Grad der Flexibilisierung des ausgehärteten Formstoffs kann durch die Stöchiometrie der Umsetzung zwischen dem cyclischen Ether und der (Meth)Acrylsäure zum alkoxylierten Hydroxyalkyl(meth)acrylat als ein Edukt zur Isocyanat-Reaktion mit einem Diisocyanat maßgeschneidert eingestellt werden. Aliphatische Urethandi(meth)acrylate sind kommerziell erhältliche Produkte oder können nach bekannten Methoden, die ein Fachmann beherrscht, synthetisiert werden.
  - 5b. Aliphatische oder aromatische Urethandi(meth)acrylate, die herstellbar sind durch Umsetzung einer Diisocyanatkomponente aus der Gruppe der aromatischen und aliphatischen Diisocyanate mit einer eine (Meth)acrylatfunktion tragenden Hydroxylkomponente basierend auf Polybutadiendiolen. Insbesondere geeignet sind aliphatische oder aromatische Urethandi(meth)acrylate, die herstellbar sind durch Umsetzung einer Diisocyanatkomponente aus der Gruppe der aromatischen und aliphatischen Diisocyanate mit  $\alpha$ -(Hydroxy)- $\omega$ -[(meth)acryl]-polybutadien, welches herstellbar ist durch die Veresterung eines Hydroxy-funktionellen Polybutadiens (z. B., „Poly BD R-45HTLO Resin“ von Cray Valley) mit einem Äquivalent (Meth)Acrylsäure.
6. Alkoxylierte Bisphenoldi(meth)acrylate, deren Alkylgruppen unabhängig voneinander jeweils wenigstens 2 C-Atome besitzen und wobei die Gesamtzahl der Etherfunktionen wenigstens 10 beträgt.

**[0036]** Kombinationen (Gemische) von (Meth)Acrylaten wie unter den vorstehenden Punkten 1 bis 6 definiert miteinander und/oder mit weiteren (Meth)Acrylaten sind in manchen Fällen vorteilhaft, insbesondere Kombinationen von vorstehend genannten (Meth)Acrylaten der Gruppen 1–6 mit Polyethylenglykoldimethacrylat, z. B. von aliphatischem Urethandi(meth)acrylat (siehe oben Gruppen 5a und 5b) mit Polyethylenglykoldimethacrylat ( $n = 9$ ) (siehe oben Gruppe 3). Der Fachmann wird anhand einfacher Vorversuche ermitteln, ob ein entsprechendes Gemisch nach Polymerisationshärtung den erfindungsgemäß relevanten Druckmodul von weniger als 420 MPa besitzt und zur Anwendung in einer therapeutischen Behandlung zur Beschleunigung der Osseointegration dentaler Implantate, insbesondere nach der Methode des progressive bone loading, geeignet ist (dazu muss es in fester Phase vorliegen). Im Bedarfsfall wird der Fachmann durch Variation weiterer Bestandteile die gewünschten Eigenschaften einstellen.

**[0037]** Bevorzugte erfindungsgemäße dentale Gemische umfassen in Komponente (a) vorzugsweise ein (Meth)Acrylat wie es vorstehend gemäß den Punkten 1 bis 6 definiert ist. Bevorzugt einzusetzende bzw. in Kombination bevorzugt einzusetzende (Meth)Acrylate sind nachfolgend angegeben:

Poly-Alkylether-Tri(meth)-acrylate, Poly-Alkylether-Poly(meth)acrylate, Poly-Alkylether-Alkoxy-Di(meth)acrylate, Poly-Alkylether-Alkoxy-Tri(meth)-acrylate, Poly-Alkylether-Alkoxy-Poly(meth)acrylate, Poly-Aliphatische-Urethandi(meth)acrylate, Poly-Aliphatische-Urethan(meth)acrylate, Polyethylenglykol-Di(meth)acrylate, Polypropylenglykol-Di(meth)acrylate, Polyisopropylenglykol-Di(meth)acrylate, Polyisobutylenglykol-Di(meth)acrylate, Bisphenol-A-Alkoxyat-Di(meth)acrylate, Bisphenol-F-Alkoxyat-Di(meth)acrylate, Bisphenol-B-Alkoxyat-Di(meth)acrylate, Ethoxylierte Bisphenol-A-Di(meth)acrylate, Ethoxylierte Bisphenol-F-Di(meth)acrylate, Ethoxylierte Bisphenol-B-Di(meth)acrylate, Propoxylierte Bisphenol-A-Di(meth)acrylate, Propoxylierte Bisphenol-F-Di(meth)acrylate, Propoxylierte Bisphenol-B-Di(meth)acrylate und weitere Alkoxylierte Bisphenol-Derivate Di(meth)acrylate.

**[0038]** Bevorzugte (Meth)Acrylate zum Einsatz in Komponente (a) eines erfindungsgemäß anzuwendenden dentalen Gemisches oder dentalen Mehrkomponentensystems sind u. a. aufgeführt in I.) Lackrohstoff-Tabellen; Erich Karsten; 10. Auflage; Vincentz Verlag Hannover; 2000; II.) Polymer Handbook; 4th edition; Editors: J. Brandrup, E. H. Immergut & E. A. Gulke; Wiley Verlag; 1999 und III.) Chemistry & Technology of UV&EB Formulation for Coatings, Inks & Paints: Volume III-Prepolymers & Reactive Dilutents; Editor: G. Webster; SI-TA Technology Ltd. London; publiziert von John Wiley & Sons Ltd., London, 1997. Die in den besagten Dokumenten offenbarte Lehre betreffend bevorzugte (Meth)Acrylate ist im Wege der Verweisung Bestandteil der vorliegenden Anmeldung. Kommerziell verfügbare Verbindungen sind u. a. von der Firma Atofina bzw. deren Subsidiär-Firmen Sartomer und Cray Valley erhältlich. Beispiele werden nachfolgend aufgeführt:

2-(2-Ethoxyethoxy) Ethyl Acrylat ((EOEOEA) SR256), 2-Phenoxyethyl Acrylat ((PEA) SR339C), Caprolactone Acrylat (SR495), Cyclic Trimethylpropane Formal Acrylat ((CTFA) SR531), Ethoxylated<sub>4</sub> Nonyl Phenol Acrylat (SR504), Isobomyl Acrylat ((IBOA) SR506D), Isodecyl Acrylat ((IDA) SR395), Lauryl Acrylat (SR335), Octyl Decyl Acrylat ((ODA) SR484), Stearyl Acrylat (SR257C), Tetrahydrofurfuryl Acrylat ((THFA) SR285), Tridecyl Acrylat (SR489), Alkoxyliertes Diacrylat (SR802), Alkoxyliertes Hexanediol Diacrylat (CD561), Esterdiol Diacrylat (SR606A), Ethoxylated<sub>10</sub> Bisphenol A Diacrylat (SR602), Polyethylene Glycol 400 Diacrylat ((PEG400 DA) SR344), Polyethylene Glycol 600 Diacrylat ((PEG600DA) SR610), Ethoxylated<sub>15</sub> Trimethylolpropane Triacrylat (CN435), Ethoxylated<sub>20</sub> Trimethylolpropane Triacrylat (SR415), Ethoxylated<sub>9</sub> Trimethylolpropane Triacrylat (SR502), Highly propoxylated Glycerol Triacrylat (SR9021), Modified Pentaerythritol Triacrylat (SR444), 2-Phenoxyethyl Methacrylat (SR340), Ethoxylated<sub>10</sub> Hydroxyethyl Methacrylat (CD572), Isobomyl Methacrylat (SR423A), Lauryl Methacrylat (SR313E), Methoxy Polyethylene Glycol 350 Monomethacrylat (CD550), Methoxy Polyethylene Glycol 550 Monomethacrylat (CD552), Polypropylene Glycol Monomethacrylat (SR604), Stearyl Methacrylat (SR324D), Tetrahydrofurfuryl Methacrylat ((THFMA) SR203), Ethoxylated<sub>10</sub> Bisphenol A Dimethacrylat (SR480), Polyethylene Glycol 600 Dimethacrylat ((PEG600DMA) SR252), Polybutadiene, dimethacrylat (CN301), Difunctional Polyester Acrylate (CN UVP210), Hexafunctional Polyester Acrylate (CN293), Polyester Acrylate (CN203), Polyester Acrylate (SYNOCURE AC1007), etc.

**[0039]** Bevorzugte erfindungsgemäß anzuwendende Gemische oder Mehrkomponentensysteme wie vorstehend oder nachfolgend spezifiziert umfassen in oder als Komponente (a) ein oder mehrere (Meth)acrylate ausgewählt aus der Gruppe bestehend aus:

1. Alkyl(meth)acrylate, deren Alkylgruppe zumindest 6 C-Atome besitzt;
2. Di(meth)acrylate des Polybutadiens;
3. Alkyletherdi(meth)acrylate, deren Alkylgruppen unabhängig voneinander jeweils wenigstens 6 C-Atome besitzen;
4. Polyalkylether(mono/di/poly)(meth)acrylate, deren Alkylgruppen unabhängig voneinander jeweils wenigstens 2 C-Atome besitzen und wobei die Anzahl der Etherfunktionen wenigstens 8 beträgt;
5. Aliphatische oder aromatische Urethandi(meth)acrylate;
6. Alkoxylierte Bisphenoldi(meth)acrylate, deren Alkylgruppen unabhängig voneinander jeweils wenigstens 2 C-Atome besitzen und wobei die Gesamtzahl der Etherfunktionen wenigstens 10 beträgt.

**[0040]** Ein erfindungsgemäß anzuwendendes Gemisch oder Mehrkomponentensystem umfasst vorzugsweise in oder als Komponente (c) ein oder mehrere partikuläre anorganische und/oder organische Füllstoffe, die vorzugsweise ausgewählt sind aus der Gruppe bestehend aus Siliciumdioxid, Metalloxiden und Poly(meth)acrylaten.

**[0041]** Ganz besonders bevorzugt ist der Einsatz von oberflächenmodifizierten oder nicht-oberflächenmodifizierten SiO<sub>2</sub>-Partikeln eines mittleren Teilchendurchmessers von unter 200 nm in oder als Komponente (c).



Neben diesen SiO<sub>2</sub>-Partikeln können optional weitere partikuläre anorganische oder organische Füllstoffe vorhanden sein.

**[0042]** Die oberflächenmodifizierten oder nicht-oberflächenmodifizierten SiO<sub>2</sub>-Partikel eines mittleren Teilchendurchmessers von unter 200 nm des Bestandteils (c) sind vorzugsweise pyrogenes SiO<sub>2</sub> wie es etwa unter dem Namen AEROSIL® (Evonik) angeboten wird. Diese Teilchen beeinflussen sowohl die Härte des polymerisationsgehärteten dentalen Gemisches oder Mehrkomponentensystems als auch die Konsistenz des dentalen Gemisches oder Mehrkomponentensystems selbst und sind vorzugsweise oberflächlich modifiziert. Die in Bestandteil (c) optional weiter enthaltenen partikulären anorganischen oder organischen Füllstoffe sind vorzugsweise siliciumhaltig und umfassen z. B. gemahlene Quarz, beispielsweise eines mittleren Teilchendurchmessers von ca. 10 µm.

**[0043]** Als partikuläre anorganische und/oder organische Füllstoffe sind grundsätzlich alle inerten Materialien geeignet. Die partikulären Füllstoffe haben Einfluss auf den Druckmodul des erfindungsgemäßen dentalen Gemisches oder Mehrkomponentensystems, welches als Ausgangsmaterial für die Herstellung von Suprakonstruktionen bzw. Kerne dient. Beispiele für anorganische Füllstoffe sind Gläser, insbesondere Dentalgläser, Siliciumdioxid (z. B. als Quarze, Cristobalite, pyrogenes SiO<sub>2</sub> wie etwa das unter dem Namen AEROSIL® (Evonik) angebotene und/oder nach einem Sol-Gel-Verfahren hergestelltes SiO<sub>2</sub>), Beispiele für organische Füllstoffe sind Poly(meth)acrylate. Die Füllstoffe werden während der Polymerisationshärtung der reaktiven Bestandteile insbesondere der Komponente (a) des erfindungsgemäßen dentalen Gemisches oder Mehrkomponentensystems in die Matrix eingebaut und verleihen dem gehärtetem Produkt (beispielsweise der unmittelbar einsetzbaren dentalen Suprakonstruktion bzw. dem Kern) Festigkeit.

**[0044]** Vorzugsweise ist das erfindungsgemäß anzuwendende dentale Gemisch oder das erfindungsgemäß anzuwendende dentale Mehrkomponentensystem ebenso wie das daraus resultierende Produkt (insbesondere eine erfindungsgemäße dentale Suprakonstruktion oder ein erfindungsgemäßer Kern) gefärbt, insbesondere um seine Farbe an eine Farbe natürlicher Zähne anzupassen. Beispiele für farbgebende Bestandteile sind z. B. ein oder mehrere anorganische oder organische Füllstoffe des Bestandteils (c) (z. B. zahnfarbene Poly(meth)acrylat-Partikel, Metalloxide und/oder gemahlener Quarz). Es können jedoch auch zusätzliche farbgebende Bestandteile als bzw. in der optionalen Komponente (e) vorgesehen sein, beispielsweise natürliche Farbstoffe oder synthetische Farbstoffe wie Azo-, Triarylmethan-, Chinophthalon-, Xanthen- und Indigofarbstoffe sowie Anthrachinon-, Nitroso- und Phthalocyaninfarbstoffe.

**[0045]** Zusätzliche polymerisierbare Verbindungen können als bzw. in der optionalen Komponente (e) vorgesehen sein.

**[0046]** Partikuläre Füllstoffe, welche einen festen anorganischen oder organischen Kern besitzen und polymerisierbare (Meth)Acrylat-Gruppen an ihrer Oberfläche aufweisen, werden insbesondere bei quantitativen Mengenangaben nicht zu den polymerisierbaren (Meth)Acrylaten der Komponente (a) gezählt, sondern zu Komponente (c). In allen übrigen Fällen werden Bestandteile, welche technisch und begrifflich zwei oder mehr Komponenten zugeordnet werden können, für die Zwecke quantitativer Angaben der früher genannten Komponente zugeordnet (also (a) vor (b) vor (c) vor (d) vor (e) usw.).

**[0047]** Besonders bevorzugte erfindungsgemäße dentale Gemische oder erfindungsgemäße dentale Mehrkomponentensysteme, wie sie zur Anwendung in den oben genannten Therapieverfahren vorgesehen sind, sind Gemische, welche chemisch härtbar und/oder lichthärtbar sind. Vorzugsweise sind erfindungsgemäße dentale Gemische oder dentale Mehrkomponentensysteme sowohl chemisch härtbar als auch lichthärtbar. Sie ermöglichen somit eine Härtung nach dem dual-cure-Verfahren. Zum Beispiel lassen sich die dentalen Gemische anfangs mit Licht vorhärten, um eine gewisse Grundfestigkeit zu erhalten, und härten anschließend chemisch nach. Bevorzugt für das dual-cure-Verfahren eignen sich Mehrkomponenten-Systeme mit zwei oder mehr Komponenten (umfassend voneinander verschiedene dentale Gemische), die zu Beginn der Härtung miteinander zu einem dentalen Gemisch vermischt werden.

**[0048]** Erfindungsgemäß anzuwendende dentale Zweikomponentensysteme weisen eine erste und eine zweite Komponente auf, die vorzugsweise im Volumenverhältnis von 10:1 bis 1:10, bevorzugt 4:1 bis 1:4, besonders bevorzugt 2:1 bis 1:2 und insbesondere 1:1 zu einem dentalen Gemisch anzumischen sind. Bevorzugt findet die Durchmischung in einer statischen Mischvorrichtung statt. Besonders bevorzugt sind die erste und die zweite Komponente so aneinander angepasst, dass nach dem Mischen die Vernetzung innerhalb eines Zeitraums von 30 s bis 10 min. abgeschlossen ist.

**[0049]** Bei lichthärtenden Systemen umfasst die Komponente (b) eines erfindungsgemäß anzuwendenden dentalen Gemisches einen Lichthärtungsinitiator. Beispiele für einen Lichthärtungsinitiator schließen Katalysatoren ein, die nur photosensibilisierend wirken sowie Kombinationen aus Sensibilisator und Beschleuniger.

**[0050]** Beispiele für Photosensibilisatoren sind alpha-Diketone, Benzoinalkylether, Thioxanthone, Benzophenone, Acylphosphinoxide, Acetophenone, Ketale, Titanocene, sensibilisierende Farbstoffe, etc. Die Sensibilisatoren können alleine oder in Kombination angewendet werden. Konkrete Substanzbeispiele der unterschiedlichen Klassen finden sich beispielsweise in der DE 10 2006 019 092 A1 oder in der DE 39 41 629 C2, welche im Wege der Verweisung Bestandteil der vorliegenden Anmeldung sind.

**[0051]** Beispiele für Beschleuniger, die zusammen mit den Sensibilisatoren eingesetzt werden, sind tertiäre Amine, sekundäre Amine, Barbitursäuren, Zinnverbindungen, Aldehyde und Schwefelverbindungen. Konkrete Substanzbeispiele der unterschiedlichen Klassen finden sich in der DE 10 2006 019 092 oder in der DE 39 41 629 C2, welche im Wege der Verweisung Bestandteil der vorliegenden Anmeldung sind. Weitere geeignete Initiatoren sowie Initiatorkombinationen sind in der DE 601 16 142 beschrieben, welche im Wege der Verweisung Bestandteil der vorliegenden Anmeldung sind.

**[0052]** Die im Rahmen der vorliegenden Erfindung verwendbaren Photoinitiatoren sind dadurch charakterisiert, dass sie durch Absorption von Licht im Wellenlängenbereich von 300 nm bis 700 nm, bevorzugt von 350 nm bis 600 nm und besonders bevorzugt von 380 nm bis 500 nm, gegebenenfalls in Kombination mit einem oder mehreren Cointiatoren, die Aushärtung eines erfindungsgemäßen härtbaren Gemisches oder Mehrkomponentensystems bewirken können.

**[0053]** Das Absorptionsmaximum von Campherchinon (CC) liegt bei ca. 470 nm und somit im Bereich des blauen Lichts. Campherchinon (CC) zählt zu den PI<sub>2</sub>-Initiatoren und wird regelmäßig zusammen mit einem Cointiator eingesetzt. Vorzugsweise enthält ein erfindungsgemäßes härtbares Gemisch oder Mehrkomponentensystem die Kombination eines alpha-Diketons und eines aromatischen tertiären Amins, bevorzugt ist die Kombination von Campherchinon (CC) und Ethyl-p-N,N-dimethylaminobenzoat (DABE).

**[0054]** Ebenfalls bevorzugt ist die weitere Kombination des Systems „alpha-Diketon/aromatisches tertiäres Amin“ mit einem Phosphinoxid, insbesondere mit dem Phenyl-bis(2,4,6-trimethylbenzoyl)phosphinoxid und/oder dem 2,4,6-Trimethylbenzoyldiphenylphosphinoxid. Bezüglich der Strukturen geeigneter Phosphinoxide zum Einsatz in erfindungsgemäßen härtbaren Gemischen wird auf die Druckschriften DE 38 01 511 C2, DE 10 2006 050 153 A1, EP 0 184 095 B1, DE 42 31 579 C2, EP 0 366 977 B1, US 7,081,485 B2, DE 32 36 026 A1, US 2007/0027229 A1, EP 0 262 629 B1, EP 0 073 413, US 7,148,382 B2, US 5,761,169, DE 197 08 294 A1, EP 0 057 474, EP 0 047 902 A, EP 0 007 508, DE 600 29 481 T2, EP 0980682 B1, EP 0 948 955 B1, EP 1 236459 B1 und EP 0 173 567 A2 verwiesen, welche im Wege der Verweisung Bestandteil der vorliegenden Anmeldung sind. Die in diesen Druckschriften angegebenen Phosphinoxide eignen sich besonders allein oder in Kombination mit dem System „alpha-Diketon/Amin“ als Photopolymerisationsinitiatorsystem in den erfindungsgemäßen Gemischen oder Mehrkomponentensystemen.

**[0055]** Alternativ können auch Boratsalze, wie sie beispielsweise in US 4,772,530, US 4,954,414, US 4,874,450, US 5,055,372 und US 5,057,393 beschrieben sind, als Photoinitiatoren Verwendung finden, welche im Wege der Verweisung Bestandteil der vorliegenden Anmeldung sind.

**[0056]** Weitere geeignete Photoinitiatoren (Lichthärtungsinitiatoren) sind in J.-P. Fouassier, Photoinitiation, Photopolymerization and Photocuring, Hanser Publishers, Munich, Vienna, New York 1995 sowie in J. F. Rabek (Hrsg.), Radiation Curing in Polymer Science and Technology, Vol. II, Elsevier Applied Science, London, New York 1993 beschrieben, welche im Wege der Verweisung Bestandteil der vorliegenden Anmeldung sind.

**[0057]** Bei chemisch härtenden Systemen umfasst die Komponente (b) eines erfindungsgemäß anzuwendenden Gemisches einen Initiator für eine chemische Aushärtung. Dem Fachmann sind diverse Initiatoren für eine chemische Aushärtung bekannt. Es sei insoweit exemplarisch auf die EP 1 720 506 verwiesen. Bevorzugte Initiatoren zur chemischen Härtung sind Benzoylperoxid, Lauroylperoxid insbesondere Dibenzoylperoxid in Kombination mit Aminen wie N,N-Dimethyl-p-toluidin, N,N-Dihydroxyethyl-p-toluidin sowie strukturverwandten Aminen.

**[0058]** Die Peroxide und die Amine werden dabei auf zwei unterschiedliche Komponenten eines Dentalmaterials aufgeteilt, die jeweils für sich bereits ein dentales Gemisch darstellen. Beim Mischen der aminhaltigen Komponente (sogenannte Basispaste) mit der peroxidhaltigen Komponente (sogenannte Initiator- oder Kata-

lysatorpaste) zu einem dentalen (Folge-)Gemisch wird durch die Reaktion von Amin und Peroxid (Redoxreaktion) die radikalische Reaktion initiiert.

**[0059]** Dualhärtende Systeme umfassen eine Kombination aus Photoinitiatoren und Initiatoren zur chemischen Aushärtung. Beispielsweise kann eine (als erste Komponente eingesetzte) Basispaste zusätzlich einen Photoinitiator enthalten, so dass die Basispaste entweder allein als (als zweite Komponente einzusetzende) lighthärtender oder zusammen mit einer Initiatorpaste als licht- und selbsthärtender Dentalwerkstoff (dentalen Gemisch) eingesetzt werden kann. Neben den oxidativ wirksamen organischen Peroxidverbindungen können als Redoxsysteme auch Barbitursäuren bzw. Barbitursäurederivate sowie Malonylsulfamide verwendet werden. Von den Barbitursäuresystemen sind die sogenannten „Bredereck-Systeme“ von hoher Bedeutung. Beispiele geeigneter „Bredereck-Systeme“ sowie Verweise auf die entsprechende Patentliteratur findet man in der EP 1 839 640 sowie in DE 1495520, WO 02/092021 oder in WO 02/092023, welche im Wege der Verweisung Bestandteil der vorliegenden Anmeldung sind.

**[0060]** Geeignete Malonylsulfamide sind in der EP 0 059 451 beschrieben welche im Wege der Verweisung Bestandteil der vorliegenden Anmeldung ist. Bevorzugte Verbindungen sind dabei 2,6-Dimethyl-4-isobutylmalonylsulfamid, 2,6-Diisobutyl-4-propylmalonylsulfamid, 2,6-Dibutyl-4-propylmalonylsulfamid, 2,6-Dimethyl-4-ethylmalonylsulfamid sowie 2,6-Diocytyl-4-isobutylmalonylsulfamid.

**[0061]** Ferner können Schwefelverbindungen in der Oxidationsstufe +2 oder +4 wie Natriumbenzolsulfonat oder Natriumparatoluolsulfonat eingesetzt werden.

**[0062]** Zur Beschleunigung der Aushärtung kann die Polymerisation in Gegenwart von Schwermetallverbindungen wie Ce, Fe, Cu, Mn, Co, Sn oder Zn durchgeführt werden, wobei Kupferverbindungen besonders bevorzugt sind. Die Schwermetallverbindungen werden bevorzugt in Form löslicher organischer Verbindungen eingesetzt. Bevorzugte Kupferverbindungen sind dabei Kupferbenzoat, Kupferacetat, Kupferethylhexanoat, Kupferdi(methacrylat), Kupferacetylacetonat und Kupfernaphtenat.

**[0063]** Anstelle der Barbitursäure/-derivate können auch Salze C-H aktiver Verbindungen eingesetzt werden. EP 1 872 767, EP 2 070 506, DE 11 2006 001 049, US 7,214,726, EP 2 070 935 sowie WO 2007/131725 beschreiben geeignete Systeme.

**[0064]** Bevorzugte erfindungsgemäße dentale Gemische oder erfindungsgemäße dentale Mehrkomponentensysteme, wie sie zur Anwendung in den oben genannten Therapieverfahren vorgesehen sind, umfassen

- insgesamt 20,0 bis 99,9 Gewichtsprozent an polymerisierbaren (Meth)Acrylaten,
- insgesamt 0,1 bis 10,0 Gewichtsprozent an Katalysatoren und Initiatoren für die Polymerisation,
- insgesamt 0,0 bis 60,0 Gewichtsprozent an anorganischen und organischen Füllstoffen,
- insgesamt 0,0 bis 5,0 Gewichtsprozent. Stabilisatoren, für die gilt: der oder die Stabilisatoren sind keine polymerisierbaren (Meth)Acrylate, sowie
- insgesamt 0,0 bis 50,0 Gewichtsprozent an weiteren Additiven.

**[0065]** Besonders bevorzugte erfindungsgemäß anzuwendende dentale Gemische oder erfindungsgemäße dentale Mehrkomponentensysteme, wie sie zur Anwendung in den oben genannten Therapieverfahren vorgesehen sind, umfassen

- insgesamt 44,9 bis 99,9 Gewichtsprozent an polymerisierbaren (Meth)Acrylaten,
- insgesamt 0,1 bis 5,0 Gewichtsprozent an Katalysatoren und Initiatoren für die Polymerisation,
- insgesamt 0,0 bis 55,0 Gewichtsprozent an anorganischen und organischen Füllstoffen,
- insgesamt 0,0 bis 2,0 Gewichtsprozent Stabilisatoren, für die gilt: der oder die Stabilisatoren sind keine polymerisierbaren (Meth)Acrylate, sowie
- insgesamt 0,0 bis 5,0 Gewichtsprozent an weiteren Additiven.

**[0066]** Die vorliegende Erfindung betrifft auch eine provisorische Suprakonstruktion für ein dentales Implantat sowie einen Kern für eine provisorische Suprakonstruktion für ein dentales Implantat, herstellbar durch Polymerisationshärtung eines erfindungsgemäß anzuwendenden dentalen Gemisches oder eines erfindungsgemäß anzuwendenden dentalen Mehrkomponentensystems.

**[0067]** Entsprechend den Materialeigenschaften der erfindungsgemäß anzuwendenden dentalen Stoffe, Gemische oder Mehrkomponentensysteme, die oben bereits erläutert wurden, besitzt das Material der provisorische Suprakonstruktion beziehungsweise das Material des Kerns für eine provisorische Suprakonstruktion erfindungsgemäß zumindest vorzugsweise einen Druckmodul von weniger als 420 MPa, ist also bei Druckbe-

lastung besonders weich. Aufgrund dieses niedrigen Druckmoduls ist eine erfindungsgemäße provisorische Suprakonstruktion beziehungsweise ein entsprechender Kern besonders gut zum Einsatz in den bevorzugten progressive bone loading-Verfahren geeignet, bei denen sukzessive mit Materialien ansteigender Härte gearbeitet wird. Bei Einsatz erfindungsgemäßer provisorischer Suprakonstruktionen bzw. Kerne ist es im Unterschied zu den „klassischen“ progressive bone loading-Verfahren nicht mehr erforderlich, die Abmessungen der provisorischen Suprakonstruktionen im Vergleich mit den Abmessungen des zu restaurierenden Zahnes zu verringern. Aufgrund der erfindungsgemäßen Wahl des geeigneten Materials (Suprakonstruktion oder Kern auf Basis von (Meth)Acrylaten) wird zudem eine hervorragende Anhaftung an einem üblichen metallischen Abutment gewährleistet, die gemäß den Verfahren des Standes der Technik nicht erreicht wurde.

**[0068]** Gemäß einer ersten alternativen Ausgestaltung einer erfindungsgemäßen Suprakonstruktion besteht diese aus einem Kern und einer Kappe für den Kern, wobei die Außenfläche des Kerns teilweise frei liegt, so dass der Kern bei Druckbelastung zumindest abschnittsweise unabhängig von der Kappe deformierbar ist, wobei das Material der Kappe vorzugsweise einen höheren Druckmodul aufweist als das Material des Kerns.

**[0069]** Die Kappe dient hierbei vorzugsweise dazu, eine Oberfläche mit gegenüber der Oberfläche (Außenfläche) des Kerns verbesserten Kauigenschaften (insbesondere einer erhöhten Abrasionsfestigkeit) bereitzustellen. Material, Dicke und Form der Kappe sind so ausgewählt und an den Kern angepasst, dass die Fähigkeit des Kerns, Kaukräfte zu absorbieren und reduziert auf das Implantat zu übertragen, erhalten bleibt. Die Kappe ist vorzugsweise so beschaffen, dass sie nur einen Teil der äußeren Oberfläche (Außenfläche) des Kerns bedeckt, wobei dieser Teil die Kaufläche umfasst. Die Kappe besteht vorzugsweise aus Keramik oder aus einem üblichen provisorischen Kronenmaterial vergleichsweise hoher Härte (z. B. Kunststoffen oder Kompositen auf Kunststoffbasis, etwa auf Basis von (Meth)Acrylat-haltigen Verbindungen wie Polymethylmethacrylat (PMMA), Bisphenol-A-Glycidylmethacrylat (Bis-GMA), Urethandimethacrylat (UDMA) oder Triethylenglycoldimethacrylat (TEGDMA); siehe auch die obigen Ausführungen zu herkömmlichen dentalen Prothesenkunststoffen. Die Kappe wird auf einen zugeordneten Kern beispielsweise aufgeklebt oder unter Ausbildung eines Klemmsitzes (gegebenenfalls mit Formschluss) auf diesem angeordnet, um die provisorische Suprakonstruktion herzustellen.

**[0070]** Gemäß einer zweiten alternativen Ausgestaltung einer erfindungsgemäßen provisorischen Suprakonstruktion besitzt diese keine Kappe der vorstehend geschilderten Art.

**[0071]** Vorzugsweise ist eine erfindungsgemäße provisorische Suprakonstruktion dann herstellbar durch eine einzelne Polymerisationshärtung eines einzelnen erfindungsgemäß anzuwendenden dentalen Gemisches.

**[0072]** Wie bereits erläutert, bezeichnet der Begriff „provisorische Suprakonstruktion“ eine Suprakonstruktion, die von vornherein dazu bestimmt ist, zu einem späteren Zeitpunkt durch eine andere Suprakonstruktion ersetzt zu werden. In der Regel ist eine solche provisorische Suprakonstruktion dazu vorgesehen, einige Tage, Wochen oder Monate im Mund zu verbleiben, bis die Versorgung mit einer endgültigen Suprakonstruktion erfolgt. Die erfindungsgemäße provisorische Suprakonstruktion kann direkt nach der Implantation (Sofortbelastung) oder nach einer verkürzten oder herkömmlichen Einheilzeit (z. B. 3 bis 6 Monate) über ein Abutment oder direkt mit dem dentalen Implantat verbunden werden, vorzugsweise so, dass die provisorische Suprakonstruktion in Okklusion mit dem Gegenkiefer steht. Die provisorische Suprakonstruktion gewährleistet so, dass Kaukräfte aufgenommen und aufgrund der Dehnbarkeit und Flexion der provisorischen Suprakonstruktion reduziert auf das Implantat weitergegeben werden. Vorzugsweise stellen während der Einheilphase aufeinander abgestimmte provisorische Suprakonstruktionen ansteigender Härte sicher, dass die Kontaktfläche zwischen Implantat und Kieferknochen zunehmenden Belastungen unterworfen wird. Die Patienten müssen sich nicht auf Brei beschränken, sondern können ihre Nahrung je nach der funktionellen Ess- und Kaufunktion ihrer provisorischen Suprakonstruktion selbst bestimmen. Der Einsatz einer erfindungsgemäßen provisorischen Suprakonstruktion ist zudem aus ästhetischen Gründen vorteilhaft, da keine Zahnlücke auftritt. Für die erfindungsgemäßen Suprakonstruktionen und Kerne ist ihr Druckmodul von entscheidender Bedeutung, wie vorstehend bereits ausgeführt wurde.

**[0073]** Bevorzugt ist eine erfindungsgemäße provisorische Suprakonstruktion oder ein erfindungsgemäßer Kern für eine provisorische Suprakonstruktion, wobei die provisorische Suprakonstruktion eine provisorische Krone ist. Unter „Krone“ wird im Rahmen des vorliegenden Textes ein Element verstanden, das zum Ersatz eines einzelnen Zahnes bestimmt ist und dessen Retention auf einem anderen Element im Wesentlichen auf einem Formschluss oder Kraftschluss zwischen (zumindest einem Teil) seiner inneren Oberfläche und einer äußeren Oberfläche des anderen Elements beruht. Vorzugsweise ist eine Krone der natürlichen Zahngeome-

trie angenähert. Hierdurch ist eine kontrollierte Krafteinleitung besonders gut möglich. Eine erfindungsgemäße provisorische Suprakonstruktion kann jedoch auch ein provisorischer Brückenpfeiler sein.

**[0074]** Die Erfindung betrifft auch einen provisorischen Zahnersatz umfassend

- eine erfindungsgemäße provisorische Suprakonstruktion (die bzw. deren Material also herstellbar ist durch Polymerisationshärtung eines erfindungsgemäß anzuwendenden dentalen Gemisches),
- ein dentales Implantat

und

- ein vorzugsweise metallisches Abutment, das zwischen provisorischer Suprakonstruktion und dentalem Implantat angeordnet ist und deren Verbindung gewährleistet

sowie optional

- einen Haftvermittler, der zwischen provisorischer Suprakonstruktion und Abutment angeordnet ist.

**[0075]** Ein dentales Implantat besteht vorzugsweise aus Titan und ein bevorzugtes Abutment besteht aus Metall, wobei Titan besonders häufig eingesetzt wird.

**[0076]** In bevorzugten erfindungsgemäßen provisorischen Zahnersätzen (dentalen Provisorien) sind die provisorische Suprakonstruktion und das Abutment ohne Formschluss in Krafrichtung entlang der Längsachse des dentalen Implantats vom Kieferknochen weg, in den das Implantat eingesetzt oder einzusetzen ist, verbunden.

**[0077]** Eine Verbindung ohne solchen Formschluss wird beispielsweise bei den bereits weiter oben erläuterten Abutments erreicht, die so gestaltet sind, dass sie einen sich zur Kaufläche (Okklusionsfläche) hin verjüngenden, z. B. konusförmigen Querschnitt besitzen. Besonders bevorzugte erfindungsgemäße provisorische Zahnersätze umfassen ein metallisches Abutment, welches einen sich zur Kaufläche (Okklusionsfläche) hin verjüngenden Querschnitt besitzt, so dass die provisorische Suprakonstruktion und das Abutment verbunden sind ohne Formschluss in Krafrichtung entlang der Längsachse des dentalen Implantats vom Kieferknochen weg, in den das Implantat eingesetzt oder einzusetzen ist. Besonders bevorzugt ist es, wenn das eingesetzte metallische Abutment einen konusförmigen Querschnitt besitzt. Erfindungsgemäße provisorische Zahnersätze umfassen nicht in jedem Falle einen Haftvermittler zwischen provisorischer Suprakonstruktion und Abutment. Ein Haftvermittler ist vielmehr aufgrund der hervorragenden Eigenhaftungen der provisorischen Suprakonstruktion am Abutment im Regelfall entbehrlich.

**[0078]** Sofern zur Verbesserung der Anhaftung der provisorischen Suprakonstruktion an dem Abutment ein Haftvermittler eingesetzt wird, wird dieser vorzugsweise ausgewählt aus der Gruppe der eugenolfreien Zemente auf Zinkoxid-Basis (beispielsweise Provicol (VOCO), RelyX Temp E (3M Espe)) oder der (meth)acrylatbasierenden temporären Befestigungskomposite (beispielsweise Telio CS Link (Ivoclar Vivadent) und implant-link® semi (Detax)).

**[0079]** Bevorzugte Stabilisatoren (Inhibitoren) zum Einsatz in erfindungsgemäßen dentalen Gemischen oder Mehrkomponentensystemen werden üblicherweise zugesetzt, um eine Spontanpolymerisation zu vermeiden. Sie reagieren mit vorzeitig entstehenden Radikalen, die abgefangen werden, verhindern eine vorzeitige Polymerisation und erhöhen die Lagerstabilität des lichterhärtbaren dentalen Gemisches bzw. des Mehrkomponentensystems. Gängige Stabilisatoren (Inhibitoren) sind Phenolderivate wie Hydrochinonmonomethylether (HQME) oder 2,6-Di-tert.butyl-4-methylphenol (BHT). Weitere Stabilisatoren (Inhibitoren) wie tert.-Butylhydroxyanisol (BHA), 2,2 Diphenyl-1-picryl-hydrazyl-, Galvinoxyl-, Triphenylmethyl-Radikale, 2,3,6,6,-Tetramethylpiperidinyl-1-oxylradikale (TEMPO) sowie Derivate von TEMPO oder Phenothiazin sowie Derivate dieser Verbindung werden in der EP 0 783 880 B1 beschrieben; die dort offenbarten Derivate sind im Wege der Verweisung Bestandteil der vorliegenden Anmeldung. Alternative Stabilisatoren (Inhibitoren) sind in der DE 101 19 831 A1 und in der EP 1 563 821 A1 angegeben und sind im Wege der Verweisung Bestandteil der vorliegenden Anmeldung.

**[0080]** Bevorzugte Additive zum Einsatz in erfindungsgemäßen dentalen Gemischen oder Mehrkomponentensystemen sind beispielsweise UV-Absorber, die beispielsweise durch ihre konjugierten Doppelbindungssystemen und aromatischen Ringe befähigt sind, UV Strahlung zu absorbieren. Beispiele bevorzugter UV-Absorber sind 2-Hydroxy-4-methoxybenzophenon, Salicylsäurephenylester, 3-(2'-Hydroxy-5'-methylphenyl)benzotriazol und Diethyl-2,5-dihydroxy-terephthalat.

**[0081]** Die vorliegende Erfindung betrifft auch ein Kit zur Herstellung einer Mehrzahl von provisorischen Suprakonstruktionen für ein dentales Implantat oder einer Mehrzahl von. Kernen für provisorische Suprakonstruktionen für ein dentales Implantat, umfassend

- eine entsprechende Anzahl erfindungsgemäß anzuwendender dentaler Stoffe, dentaler Gemische oder dentaler Mehrkomponentensysteme wie vorstehend definiert, wobei jede(r/s) der dentalen Stoffe, Gemische oder Mehrkomponentensysteme zu einem Produkt härtbar ist, wobei der durch (Polymerisations-)Härtung maximal erreichbare Druckmodul somit vorzugsweise jeweils 420 MPa oder weniger beträgt und wobei der Druckmodul der Produkte bei gleichen Härtingsbedingungen unterschiedlich ist

oder

- eine entsprechende Anzahl von. Rohlingen aus einem gehärteten bzw. durch Härtung herstellbar aus einem, erfindungsgemäß anzuwendenden dentalen Stoff oder Gemisch wie vorstehend definiert, wobei der Druckmodul des Materials jedes der Rohlinge unterschiedlich ist und zumindest vorzugsweise jeweils 420 MPa oder weniger beträgt,

sowie

- optional ein oder mehrere weitere Bestandteile ausgewählt aus der Gruppe bestehend aus Haftvermittler, Abutments, Implantate, Formwerkzeuge (Formen), Abformmaterialien.

**[0082]** Unter einem „Rohling“ ist hierbei ein Vorläufer einer erfindungsgemäßen provisorischen Suprakonstruktion oder eines erfindungsgemäßen Kerns zu verstehen, der im Allgemeinen nicht in unveränderter Form mit einem Implantat bzw. einem Abutment verbunden werden kann, sondern dazu bestimmt ist, hinsichtlich seiner Form an eine bestimmte Patientensituation angepasst zu werden, beispielsweise durch Entfernen (z. B. Abschneiden, Abschleifen oder ein sonstiges abtragendes formgebendes Verfahren) von Überschüssen.

**[0083]** Ein erfindungsgemäßes Kit umfasst in manchen bevorzugten Ausgestaltungen auch Materialien zur Herstellung einer Form durch Abformung und/oder Mittel zur Herstellung einer isolierenden Schicht auf einem Abutment zum Verhindern oder Reduzieren der Anhaftung eines aufgepressten, gehärteten Produkts und/oder Gerüst-Bausteine zum Aufbau einer abnehmbaren dentalen Modulation und/oder einer provisorischen Suprakonstruktion und/oder ein oder mehrere Materialien zur Herstellung einer abnehmbaren dentalen Modulation.

**[0084]** Bevorzugt ist ein erfindungsgemäßes Kit zum Herstellen mehrerer (z. B. 2, 3 oder mehr) erfindungsgemäßer provisorischer Suprakonstruktionen oder Kerne, deren Materialien sich hinsichtlich ihrer Druckmoduln unterscheiden. Die herzustellenden provisorischen Suprakonstruktionen bzw. Kerne sind regelmäßig dazu bestimmt, in der Reihenfolge ansteigender Druckmoduln zeitlich nacheinander mit dem dentalen Implantat verbunden zu werden. Besonders bevorzugt ist ein erfindungsgemäßes Kit zum Herstellen von 3 oder mehr provisorischen Suprakonstruktionen oder Kernen, wobei jeweils eine oder mehrere provisorische Suprakonstruktionen bzw. Kerne aus Materialien mit Druckmoduln in den Bereichen (i) < 25 MPa, (ii) 25 MPa bis < 100 MPa und (iii) 100 MPa bis 420 MPa bestehen.

**[0085]** Ein besonders bevorzugtes erfindungsgemäßes Kit umfasst

- einen ersten erfindungsgemäß anzuwendenden dentalen. Stoff, ein erstes erfindungsgemäß anzuwendendes dentales Gemisch oder ein erstes erfindungsgemäß. anzuwendendes dentales Mehrkomponentensystem wie vorstehend definiert, wobei der erste dentale Stoff bzw. das erste dentale Gemisch bzw. das erste dentale Mehrkomponentensystem zu einem Produkt härtbar ist, wobei der durch Härtung (Polymerisationshärtung) maximal erreichbare Druckmodul im Bereich von 25 MPa bis kleiner 100 MPa liegt,
- einen zweiten erfindungsgemäß anzuwendenden dentalen Stoff, ein zweites erfindungsgemäß anzuwendendes dentales Gemisch oder ein zweites erfindungsgemäß anzuwendendes dentales Mehrkomponentensystem wie vorstehend definiert, wobei der zweite dentale Stoff bzw. das zweite dentale Gemisch bzw. das zweite dentale Mehrkomponentensystem zu einem Produkt härtbar ist, wobei der durch Härtung (Polymerisationshärtung) maximal erreichbare Druckmodul im Bereich von 100 MPa bis 420 MPa liegt,
- optional einen dritten dentalen Stoff, ein drittes dentales Gemisch oder ein drittes dentales Mehrkomponentensystem, vorzugsweise einen erfindungsgemäß anzuwendenden dritten dentalen Stoff, ein erfindungsgemäß anzuwendendes drittes dentales Gemisch oder ein erfindungsgemäß anzuwendendes drittes dentales Mehrkomponentensystem wie vorstehend definiert, wobei der dritte dentale Stoff bzw. das dritte dentale Gemisch bzw. das dritte dentale Mehrkomponentensystem zu einem Produkt härtbar ist, wobei der durch Härtung (Polymerisationshärtung) maximal erreichbare Druckmodul kleiner ist als 25 MPa,

– optional einen weiteren dentalen Stoff, ein weiteres dentales Gemisch oder ein weiteres dentales Mehrkomponentensystem, wobei der weitere dentale Stoff bzw. das weitere dentale Gemisch bzw. das weitere dentale Mehrkomponentensystem zu einem Produkt härtbar ist, wobei der durch Härtung (Polymerisationshärtung) maximal erreichbare Druckmodul größer ist als 420 MPa.

**[0086]** Ein ganz besonders bevorzugtes erfindungsgemäßes Kit umfasst

- einen ersten dentalen Stoff, ein erstes dentales Gemisch oder ein erstes dentales Mehrkomponentensystem wie vorstehend definiert, wobei der erste dentale Stoff bzw. das erste dentale Gemisch bzw. das erste dentale Mehrkomponentensystem zu einem Produkt härtbar ist, wobei der durch Härtung maximal erreichbare Druckmodul im Bereich von 25 MPa bis kleiner 100 MPa liegt,
- einen zweiten dentalen Stoff, ein zweites dentales Gemisch oder ein zweites dentales Mehrkomponentensystem wie vorstehend definiert, wobei der zweite dentale Stoff bzw. das zweite dentale Gemisch bzw. das zweite dentale Mehrkomponentensystem zu einem Produkt härtbar ist, wobei der durch Härtung maximal erreichbare Druckmodul im Bereich von 100 MPa bis 420 MPa liegt,

weiter umfassend

- einen dritten dentalen Stoff, ein drittes dentales Gemisch oder ein drittes dentales Mehrkomponentensystem vorzugsweise wie vorstehend definiert, wobei der dritte dentale Stoff bzw. das dritte dentale Gemisch bzw. das dritte dentale Mehrkomponentensystem zu einem Produkt härtbar ist, wobei der durch Härtung maximal erreichbare Druckmodul kleiner ist als 25 MPa, und/oder
- einen weiteren dentalen Stoff, ein weiteres dentales Gemisch oder ein weiteres dentales Mehrkomponentensystem, vorzugsweise bestehend aus ein, zwei, oder mehr polymerisierbaren (Meth)Acrylaten sowie optional weiteren Bestandteilen, wobei der weitere dentale Stoff bzw. das weitere dentale Gemisch bzw. das weitere dentale Mehrkomponentensystem zu einem Produkt härtbar ist, wobei der durch Härtung maximal erreichbare Druckmodul größer ist als 420 MPa.

**[0087]** Die Erfindung betrifft auch ein Verfahren zur Herstellung einer erfindungsgemäßen provisorischen Suprakonstruktion für ein dentales Implantat oder eines erfindungsgemäßen Kerns für eine provisorische Suprakonstruktion für ein dentales Implantat wie vorstehend erläutert oder eines erfindungsgemäßen provisorischen Zahnersatzes wie vorstehend erläutert, mit folgenden Schritten:

- Bereitstellen oder Herstellen eines erfindungsgemäßen anzuwendenden dentalen Stoffs, eines erfindungsgemäßen dentalen Gemisches oder eines erfindungsgemäßen dentalen Mehrkomponentensystems,
- Härten des dentalen Stoffs, des dentalen Gemisches oder des dentalen Mehrkomponentensystems, vorzugsweise in einer Form,
- optional weitere Schritte

oder

- Bereitstellen eines erfindungsgemäßen Kits wie vorstehend erläutert umfassend Rohlinge,
- Anpassen der Form eines der Rohlinge,

so dass die erfindungsgemäße provisorische Suprakonstruktion, der erfindungsgemäße Kern oder der erfindungsgemäße provisorische Zahnersatz resultiert.

**[0088]** Ein bevorzugtes erfindungsgemäßes Verfahren zur Herstellung einer provisorischen Suprakonstruktion bzw. eines entsprechenden Kerns umfasst die folgenden Schritte:

- Bereitstellen oder Herstellen eines erfindungsgemäß anzuwendenden dentalen Stoffs, eines erfindungsgemäß anzuwendenden dentalen Gemisches oder eines erfindungsgemäß anzuwendenden dentalen Mehrkomponentensystems wie vorstehend erläutert,
- Bereitstellen einer geeigneten Form,
- Befüllen der Form mit dem dentalen Stoff, dem dentalen Gemisch oder dem dentalen Mehrkomponentensystem, und danach
- Härten (Polymerisationshärten) des dentalen Stoffs, des dentalen Gemisches oder des dentalen Mehrkomponentensystems in der Form
- Entnahme des gehärteten Produkts (d. h. des gebildeten Rohlings, der gebildeten Suprakonstruktion oder des gebildeten Kerns) aus der Form und danach
- optional anpassen der Form des gehärteten Produkts (d. h. des so gebildeten Rohlings), sowie
- optional weitere Schritte

oder

- Bereitstellen eines erfindungsgemäßen Kits umfassend Rohlinge,
- Anpassen der Form eines der Rohlinge (z. B. durch Abschleifen eines Rohlings mit Übergröße),

so dass eine erfindungsgemäße Suprakonstruktion oder ein erfindungsgemäßer Kern resultiert.

**[0089]** Es versteht sich, dass vorstehend gemachte Ausführungen betreffend bevorzugte Ausgestaltungen der erfindungsgemäß anzuwendenden dentalen Stoffe, dentalen Gemische und dentalen Mehrkomponentensysteme, der erfindungsgemäßen provisorischen Suprakonstruktion, des erfindungsgemäßen Kerns und des erfindungsgemäßen Kits entsprechend auch für die erfindungsgemäßen Verfahren gelten.

**[0090]** Ein besonders bevorzugtes Verfahren zur Herstellung einer provisorischen Suprastruktur für ein dentales Implantat oder eines Kerns für eine provisorische Suprakonstruktion für ein dentales Implantat oder eines erfindungsgemäßen Zahnersatzes umfasst folgende Schritte:

- Herstellen eines Modells der dentalen Situation aus einer Modellmasse, wobei in dem Modell der bzw. die durch die provisorische dentale Suprastruktur zu ersetzenden Zähne ausgespart sind,
- Anordnen jeweils eines Manipulations-Implantats an der bzw. den Positionen des Modells, die der bzw. den Positionen des bzw. der dentalen Implantate in der dentalen Situation entsprechen,
- Anordnen je eines (als Modell dienenden oder unmittelbar in der Mundhöhle verwendbaren) Abutments auf dem bzw. jedem der besagten Manipulations-Implantate, wobei das bzw. jedes Abutment identisch oder in seinen Abmessungen identisch ist mit dem bzw. den jeweiligen, vorzugsweise vorgefertigten, handelsüblichen Abutments des eingesetzten oder einzusetzenden dentalen Implantates, Aufbringen einer isolierenden Schicht auf dem bzw. den Abutments, die auf dem bzw. den Manipulations-Implantaten angeordnet sind,
- Herstellen oder Anordnen einer abnehmbaren dentalen Modellation des bzw. der durch die provisorische dentale Suprastruktur zu ersetzenden Zähne auf dem bzw. den mit einer isolierenden Schicht versehenen Abutments,
- Herstellen einer Form durch Abformen des Modells inklusive der abnehmbaren dentalen Modellation, Abnehmen der dentalen Modellation von dem bzw. den mit einer isolierenden Schicht versehenen, auf dem bzw. den Manipulations-Implantaten angeordneten Abutments,
- erneutes Aufbringen einer isolierenden Schicht auf dem bzw. den auf dem bzw. den Manipulations-Implantaten angeordneten Abutments,
- Bereitstellen oder Herstellen eines erfindungsgemäßen anzuwendenden dentalen Stoffs, eines erfindungsgemäßen anzuwendenden dentalen Gemisches oder eines erfindungsgemäßen anzuwendenden dentalen Mehrkomponentensystems wie vorstehend definiert,
- Befüllen der durch Abformen hergestellten Form mit dem bereitgestellten oder hergestellten dentalen Stoff bzw. dem bereitgestellten oder hergestellten dentalen Gemisch bzw. dem bereitgestellten oder hergestellten dentalen Mehrkomponentensystem,
- Aufsetzen der befüllten Form auf das bzw. die mit einer isolierenden Schicht versehenen, auf dem bzw. den Manipulations-Implantaten angeordneten Abutments auf dem Modell und danach Härtenlassen des dentalen Stoffs bzw. des dentalen Gemisches bzw. des dentalen Mehrkomponentensystems,
- vorzugsweise Abnehmen der Form mit dem gehärteten, nun eingeformten Produkt (resultierend aus dem dentalen Stoff bzw. dem dentalen Gemisch bzw. dem dentalen Mehrkomponentensystem durch Polymerisationshärtung) vom Modell,
- Trennen der aus dem gehärteten eingeformten Produkt gebildeten provisorischen dentalen Suprastruktur oder des gebildeten Kerns von der Form.

**[0091]** Es versteht sich, dass in den erfindungsgemäßen Verfahren dentale Implantate vorzugsweise in Kombination mit handelsüblichen, vom Implantathersteller für das entsprechende Implantat vorgefertigten Abutments eingesetzt werden können. Zu bevorzugten Ausgestaltungen von Abutments verweisen wir auf unsere vorstehenden Erläuterungen, die auch für das erfindungsgemäße Verfahren und dessen bevorzugte Ausgestaltungen zutreffen.

**[0092]** Der Begriff „dentale Situation“ bezeichnet die Situation in der Mundhöhle eines Patienten, insbesondere eines Patienten, welcher mit einer dentalen Restauration auf Basis eines Implantats versorgt werden soll.

**[0093]** Der Begriff „Manipulations-Implantate“ bezeichnet formgetreue Nachbildungen des an der entsprechenden Position in der Mundhöhle eingesetzten oder einzusetzenden dentalen Implantats.

**[0094]** Die in vorstehend beschriebenen bevorzugten erfindungsgemäßen Verfahren verwendete isolierende Schicht auf dem bzw. den auf dem bzw. den Manipulationsimplantaten angeordneten Abutments bewirkt ins-



besondere, dass auf dem als Modell dienenden bzw. unmittelbar in der Mundhöhle verwendbaren Abutment eine passgenaue aber nicht anhaftende Suprakonstruktion hergestellt werden kann. Die Suprakonstruktion darf in dem entsprechenden Prozessstadium noch nicht fest an dem Abutment anhaften, denn bei einem festen Verbund aus Abutment und Suprakonstruktion wäre es natürlich nicht mehr möglich, das Abutment in das in der Mundhöhle des Patienten eingesetzte Implantat in üblicher Weise einzuschrauben.

**[0095]** Das erfindungsgemäße Verfahren zur Herstellung einer provisorischen Suprakonstruktion, eines Kerns zu einer provisorischen Suprakonstruktion bzw. eines provisorischen Zahnersatzes kann bevorzugt als sogenanntes chair-side-Verfahren ausgestaltet werden. Ein erfindungsgemäßes (chair-side-)Verfahren zur Herstellung einer provisorischen Suprakonstruktion für ein dentales Implantat oder eines Kerns zu einer provisorischen Suprakonstruktion für ein dentales Implantat wie vorstehend definiert oder eines provisorischen Zahnersatzes wie vorstehend definiert, wobei für das bzw. jedes dentale Implantat ein Abutment zur Verbindung der provisorischen Suprakonstruktion mit dem dentalen Implantat vorgesehen ist, umfasst die folgenden Schritte:

- Herstellen eines Modells der dentalen Situation, in der sich der bzw. die durch die provisorische dentale Suprakonstruktion zu ersetzenden Zähne noch im Mund des Patienten befinden, aus einer Modellmasse, so dass das Modell den bzw. die durch die provisorische dentale Suprakonstruktion zu ersetzenden Zähne nachbildet,
- Einsetzen des bzw. der dentalen Implantate mit dem jeweils dazugehörigen Abutment im Mund des Patienten,
- optional Aufbringen einer isolierenden Schicht auf einem bzw. mehreren (Modell-)Abutments des bzw. der eingesetzten dentalen Implantate im Mund des Patienten,
- Herstellen einer Form durch Abformen des Modells,
- Bereitstellen oder Herstellen eines erfindungsgemäß anzuwendenden dentalen Stoffs, eines erfindungsgemäß anzuwendenden dentalen Gemisches oder eines erfindungsgemäß anzuwendenden dentalen Mehrkomponentensystems,
- Befüllen der durch Abformen hergestellten Form mit dem dentalen Stoff, dem dentalen Gemisch oder dem dentalen Mehrkomponentensystem,
- Aufsetzen der befüllten Form auf das bzw. die gegebenenfalls mit einer isolierenden Schicht versehenen (Modell-)Abutments des bzw. der im Mund des Patienten eingesetzten dentalen Implantate und danach Härtenlassen des dentalen Stoffs, des dentalen Gemisches oder des dentalen Mehrkomponentensystems (welches als Ausgangsmaterial zur Herstellung der provisorischen Suprakonstruktion oder des Kerns dient),
- in manchen Fällen insbesondere zum Zwecke der Nachbearbeitung Abnehmen der Form mit dem gehärteten, nun eingeformten Produkt von dem bzw. den mit einer isolierenden Schicht versehenen (Modell-)Abutments,
- Trennen der aus dem gehärteten eingeformten Produkt gebildeten provisorischen Suprakonstruktion von der Form.

**[0096]** Es versteht sich, dass das erfindungsgemäße Verfahren zwar als chair-side-Verfahren ausgestaltet sein kann, jedoch nicht als chair-side-Verfahren ausgebildet sein muss. In einer Vielzahl von Fällen ist es vorteilhaft, anstelle eines chair-side-Verfahrens eine Verfahrensgestaltung zu wählen, bei der kein einzelner Verfahrensschritt im Mund des oder am Patienten erfolgt. Derartige Verfahrensgestaltungen werden auch als lab-side-Verfahren bezeichnet.

**[0097]** Sofern in erfindungsgemäßen Verfahren zur Herstellung einer provisorischen Suprakonstruktion bzw. eines Kerns für eine provisorische Suprakonstruktion vorgefertigte Abutments eingesetzt werden, ist es vorteilhaft, wenn das erfindungsgemäße Verfahren den folgenden weiteren Schritt umfasst:

- Bereitstellen eines vorgefertigten Abutments für das einzusetzende oder eingesetzte dentale Implantat bzw. je eines vorgefertigten Abutments für jedes einzusetzende oder eingesetzte dentale Implantat sowie gegebenenfalls eines zweiten vorgefertigten Abutments für das einzusetzende oder eingesetzte dentale Implantat bzw. je eines zweiten vorgefertigten Abutments für jedes einzusetzende oder eingesetzte dentale Implantat, wobei das bzw. das jeweilige zweite Abutment in seinen Abmessungen identisch mit dem bzw. dem jeweiligen vorgefertigten Abutment des oder des jeweiligen eingesetzten oder einzusetzenden dentalen Implantats ist.

**[0098]** Die in bevorzugten erfindungsgemäßen Verfahren auf (Modell-)Abutments anzubringende isolierende Schicht umfasst vorzugsweise Vaseline oder Glycerin oder besteht aus diesen Substanzen.

**[0099]** Die in bevorzugten erfindungsgemäßen Verfahren einzusetzende abnehmbare dentale Modellation wird vorzugsweise in Form eines Wax-Up-Modells bzw. aus lichthärtendem Kunststoff hergestellt.

**[0100]** Die in bevorzugten erfindungsgemäßen Verfahren einzusetzende Form ist gemäß einer ersten Alternative

- (a) eine durch Tiefziehen einer Tiefziehfolie über das Modell hergestellte Modellschiene oder wird gemäß einer zweiten Alternative
- (b) durch Abformen mittels eines abformfähigen Kunststoffes (z. B. aus Silikonmaterial) von dem Modell hergestellt.

**[0101]** Die Form ist vorzugsweise transparent, so dass eine Bestrahlung von in die Form eingefülltem dentalen Stoff, dentalen Gemisch oder dentalen Mehrkomponentensystem mit Licht durch das Formmaterial hindurch möglich ist. Vorzugsweise ist ein erfindungsgemäß einzusetzendes dentales Gemisch oder Mehrkomponentensystem licht- oder dualhärtend und wird in der Form mittels Bestrahlung durch das Formmaterial hindurch gehärtet (Polymerisationshärtung).

**[0102]** Es versteht sich, dass die in bevorzugten erfindungsgemäßen Verfahren hergestellten gehärteten Produkte zur Erzeugung einer für den unmittelbaren Einsatz geeigneten dentalen Suprakonstruktion bzw. eines entsprechenden Kerns noch nachbearbeitet werden können. Erfindungsgemäße Verfahren umfassen deshalb in manchen Fällen als weiteren Schritt das Nachbearbeiten der gehärteten, eingeformten Produkte bzw. der gebildeten provisorischen Suprakonstruktion bzw. des Kerns, wobei das Nachbearbeiten bevorzugt mittels einer oder mehrerer Techniken ausgewählt aus der Gruppe bestehend aus Trimmen, Fräsen und Polieren erfolgt.

**[0103]** Aus den Erläuterungen weiter oben ergibt sich, dass in den erfindungsgemäßen Verfahren vorzugsweise das bzw. die eingesetzten Abutments keine Unter- oder Hinterschneidungen besitzen.

**[0104]** Erfindungsgemäße provisorische Suprakonstruktionen für ein dentales Implantat sind vorzugsweise ausgewählt aus der Gruppe bestehend aus Kronen und Brücken. Entsprechend sind erfindungsgemäße Kerne vorzugsweise Kerne für eine provisorische Krone oder Brücke.

**[0105]** In bevorzugten erfindungsgemäßen Verfahren zur Herstellung einer provisorischen Suprakonstruktion bzw. eines entsprechenden Kerns werden mehrere individuelle Formen hergestellt. Jede dieser individuellen Formen dient dann dazu, einzelne der nacheinander zu verwendenden provisorischen dentalen Suprakonstruktionen herzustellen, die eine ansteigende Härte (ansteigende Druckmoduln, siehe oben) besitzen sollen.

**[0106]** In bevorzugten erfindungsgemäßen Verfahren wird wie erwähnt eine Form für die Herstellung der erfindungsgemäßen provisorischen dentalen Suprakonstruktion eingesetzt. Ein (Teil-)Verfahren zur Herstellung dieser Form umfasst in einer bevorzugten Ausgestaltung die folgenden Schritte:

- Herstellen eines Modells einer dentalen Situation aus einer Modellmasse, wobei im Modell der bzw. die durch die provisorische Suprakonstruktion zu ersetzenden Zähne ausgespart sind,
- Anordnen jeweils eines Manipulations-Implantats an der bzw. den Positionen des Modells, die der bzw. den Positionen des bzw. der dentalen Implantate in der dentalen Situation entsprechen,
- Anordnen je eines (Modell-)Abutments auf dem bzw. jedem der besagten Manipulations-Implantate, wobei das bzw. jedes Abutment identisch oder in seinen Abmessungen identisch mit dem bzw. den jeweiligen vorgefertigten Abutment des eingesetzten oder einzusetzenden dentalen Implantates ist,
- Aufbringen einer isolierenden Schicht auf dem bzw. den auf dem bzw. den Manipulations-Implantaten angeordneten (Modell-)Abutments,
- Herstellen oder Anordnen einer abnehmbaren dentalen Modellation des bzw. der durch die provisorische Suprakonstruktion zu ersetzenden Zähne auf dem bzw. den mit einer isolierenden Schicht versehenen (Modell-)Abutments,
- Herstellen einer Form durch Abformen des Modells inklusive der abnehmbaren dentalen Modellation.

**[0107]** Die Erfindung betrifft auch ein Verfahren zur provisorischen Versorgung eines dentalen Implantats für therapeutische oder kosmetische Zwecke, umfassend die Schritte

- (a) Bereitstellen einer erfindungsgemäßen provisorischen Suprakonstruktion wie vorstehend definiert oder Bereitstellen mehrerer erfindungsgemäßer provisorischer Suprakonstruktion wie vorstehend definiert und Auswählen einer provisorischen Suprakonstruktion, oder
- Bereitstellen mehrerer provisorischer Suprakonstruktionen wie vorstehend definiert und Auswählen einer provisorischen Suprakonstruktion,
- (b) Verbinden der provisorischen Suprakonstruktion mit dem dentalen Implantat (vorzugsweise mittels eines Abutments) und danach

(c) Verstreichenlassen einer gewissen Zeitspanne und danach

(d) Lösen der (vorzugsweise mittels eines Abutments hergestellten) Verbindung zwischen der provisorischen Suprakonstruktion und dem dentalen Implantat (wobei das vorzugsweise eingesetzte Abutment vorteilhafterweise mit dem Implantat verbunden bleibt)

und gegebenenfalls danach die folgenden Schritte:

(e) Auswählen einer weiteren in Schritt (a) bereitgestellten provisorischen Suprakonstruktion,

(f) Verbinden der in Schritt (e) ausgewählten provisorischen Suprakonstruktion mit dem dentalen Implantat und danach

(g) Verstreichenlassen einer gewissen Zeitspanne und danach

(h) Lösen der (vorzugsweise mittels eines Abutments hergestellten) Verbindung zwischen der provisorischen Suprakonstruktion und dem dentalen Implantat (wobei das vorzugsweise eingesetzte Abutment vorteilhafterweise mit dem Implantat verbunden bleibt),

(i) Wiederholen der Schritte (e) bis (h), bis mehrere oder sämtliche der in Schritt (a) bereitgestellten provisorischen Suprakonstruktionen mit dem Implantat verbunden worden sind und die jeweilige Verbindung wieder gelöst worden ist.

**[0108]** Das erfindungsgemäße Verfahren zur provisorischen Versorgung eines dentalen Implantats für kosmetische Zwecke wird vorzugsweise mit nur einer erfindungsgemäßen provisorischen Suprakonstruktion wie vorstehend definiert durchgeführt.

**[0109]** Bei einem bevorzugten erfindungsgemäßen Verfahren zur provisorischen therapeutischen Versorgung eines dentalen Implantats werden mehrere provisorische Suprakonstruktionen bestehend aus bzw. aus Kernmaterial umfassend Materialien mit unterschiedlichen Druckmoduln bereitgestellt oder hergestellt und in der Reihenfolge ansteigender Druckmoduln zeitlich nacheinander mit dem dentalen Implantat verbunden.

**[0110]** In einem besonderes bevorzugten erfindungsgemäßen Verfahren zur provisorischen Versorgung eines dentalen Implantats für therapeutische und/oder kosmetische Zwecke werden die, mehrere oder sämtliche der provisorischen Suprakonstruktionen so mit dem dentalen Implantat verbunden, dass die jeweilige provisorische Suprakonstruktion bei Kieferschluss in Okklusion mit der Antagonistenbezahnung steht.

**[0111]** Die vorliegende Erfindung betrifft schließlich auch die Verwendung eines erfindungsgemäß anzuwendenden dentalen Stoffes, eines erfindungsgemäß anzuwendenden dentalen Gemisches oder eines erfindungsgemäß anzuwendenden dentalen Mehrkomponentensystems wie vorstehend definiert zum Herstellen einer provisorischen Suprakonstruktion für ein dentales Implantat oder eines Kerns für eine provisorische Suprakonstruktion für ein dentales Implantat, vorzugsweise einer erfindungsgemäßen provisorischen Suprakonstruktion oder eines erfindungsgemäßen Kerns wie vorstehend definiert.

**[0112]** Weitere Aspekte der vorliegenden Erfindung ergeben sich aus den nachfolgenden Vorschriften, Beispielen und Patentansprüchen.

Vorschrift zur Bestimmung des durch Härtung maximal erreichbaren Druckmoduls eines dentalen Stoffs, dentalen Gemisches oder dentalen Mehrkomponentensystems:

1. Herstellen eines Probekörpers:

**[0113]** Der dentale Stoff, das dentale Gemisch bzw. das dentale Mehrkomponentensystem dessen durch Härtung maximal erreichbarer Druckmodul zu bestimmen ist, wird bereitgestellt. Im Falle eines Mehrkomponentensystems werden die Komponenten vollständig durchmischt, so dass sich ein dentales Gemisch bildet.

**[0114]** Es wird nun gehärtet, wobei die Härtungsbedingungen von den Eigenschaften der zu untersuchenden Substanz abhängen:

– Sofern der bereitgestellte dentale Stoff bzw. das bereitgestellte oder hergestellte dentale Gemisch durch Bestrahlung mit Licht bis zum maximal erreichbaren Druckmodul härtbar ist, wird es so mit Licht bestrahlt, dass sein maximal erreichbarer Druckmodul erreicht wird.

– Sofern der bereitgestellte dentale Stoff bzw. das bereitgestellte oder hergestellte dentale Gemisch nicht durch Bestrahlung mit Licht, jedoch durch chemische Härtung bis zum maximal erreichbaren Druckmodul härtbar ist, wird erforderlichenfalls nach Zusatz von Initiatoren eine chemische Härtung initiiert, so dass der maximal erreichbare Druckmodul erreicht wird.

– Ist der bereitgestellte dentale Stoff bzw. das bereitgestellte dentale Gemisch nicht durch Bestrahlung mit Licht und auch nicht durch chemische Härtung bis zum maximal erreichbaren Druckmodul härtbar, sondern lediglich durch eine Kombination einer Bestrahlung mit Licht und einer chemischen Härtung, so wird der bereitgestellte dentale Stoff bzw. das bereitgestellte dentale Gemisch sowohl mit Licht bestrahlt als auch eine chemische Härtung initiiert, so dass der maximal erreichbare Druckmodul erreicht wird.

**[0115]** Es ist hierbei anhand von Vorversuchen zu ermitteln, welche Härtungsbedingungen zu wählen sind, um den maximal erreichbaren Druckmodul sicher zu erreichen.

**[0116]** Das Härten des bereitgestellten dentalen Stoffes bzw. des bereitgestellten dentalen Gemisches zu einem zylinderförmigen Probekörper wird in einer Teflonform mit zylindrischem Durchgangsloch und einem Innendurchmesser von 4,0 mm sowie einer Höhe von 6,0 mm durchgeführt. Der bereitgestellte dentale Stoff bzw. das bereitgestellte dentale Gemisch wird in die Form gefüllt und auf beiden freien Seiten mit einer lichtdurchlässigen Acetatfolie bedeckt. Anschließend wird der bereitgestellte dentale Stoff bzw. das bereitgestellte dentale Gemisch in der Form unter den oben angegebenen Härtungsbedingungen gehärtet, so dass ein zylinderförmiger Probekörper mit einem Durchmesser von 4 mm und einer Höhe von 6 mm resultiert. Die exakten Dimensionen (Höhe =  $L_0$  und Durchmesser =  $d_0$ ) des Probekörpers werden mit einer Messschraube oder einem entsprechenden Messinstrument mit einer Skalenteilung von 2 µm oder weniger bestimmt.

## 2. Bestimmung des Druckmoduls des hergestellten Probekörpers:

**[0117]** Zur Bestimmung des Druckmoduls wird zunächst die Druckfestigkeit bestimmt. Aus den ermittelten Messdaten wird der Druckmodul berechnet.

**[0118]** Die Bestimmung der Druckfestigkeit erfolgt in Anlehnung an EN ISO 9917 Teil 1.

**[0119]** Der gemäß Punkt 1 hergestellte zylinderförmige Probekörper wird zur Vorbereitung der Messung mit den ebenen Flächen zwischen die Druckstempel einer Universalprüfmaschine gebracht und bei einer Vorschubgeschwindigkeit von 3 mm/min bis zu einer Vorkraft von 5 Newton belastet. Der bis zum Erreichen der besagten Vorkraft zurückgelegte Vorschubweg wird nachfolgend nicht berücksichtigt.

**[0120]** Zur Bestimmung der Druckfestigkeit (siehe nachfolgend (a)) und zur Bestimmung des Druckmoduls (siehe nachfolgend (b)) wird der Prüfkörper anschließend bei einer Prüfgeschwindigkeit von 0,5 mm/min bis zum Bruch belastet; dabei wird die Kraft (F) als Funktion des Vorschubweges (L), in mm, aufgezeichnet (ausgehend von  $L = 0$  mm bei  $F = 5$  N, siehe oben). Insgesamt werden mindestens fünf Probekörper hergestellt, an denen jeweils eine Messung durchgeführt wird:

(a) Die beim Bruch des jeweiligen Probekörpers ausgeübte Höchstkraft ( $F_{max}$ ) wird notiert und die Druckfestigkeit ( $\sigma$ ) wird in Megapascal (MPa) anhand der folgenden Gleichung berechnet:

$$\sigma = \frac{4 * F_{max}}{\pi * d_0^2}$$

**[0121]** Dabei ist

$F_m$ : die beim Bruch gemessene Höchstkraft, in Newton (N);  
 $d_0$ : der gemessene Durchmesser des Probekörpers, in mm.

(b) Die bei der Messung der Druckfestigkeit ermittelte Kraft (F) in Newton, wird als Funktion des Vorschubweges (L) in mm aufgetragen. Im Bereich eines Vorschubweges zwischen 0,2 mm und 0,5 mm wird der lineare Kurvenbereich bestimmt. Anschließend werden die Anfangskordinaten ( $L_A$  und  $F_A$ ) und die Endkordinaten ( $F_E$  und  $L_E$ ) des linearen Kurvenbereiches ermittelt. Mit den so ermittelten Werten wird der Druckmodul (E), in Megapascal (MPa), anhand der folgenden Gleichung berechnet:

$$E = \frac{[4 * L_0 * (F_E - F_A)]}{[\pi * d_0^2 * (L_E - L_A)]}$$

**[0122]** Dabei ist

$L_0$ : die gemessene Höhe des Probekörpers, in mm;  
 $d_0$ : der gemessene Durchmesser des Probekörpers, in mm;  
 $F_A$ : Kraft am Anfang des linearen Bereichs, in Newton (N);  
 $F_E$ : Kraft am Ende des linearen Bereichs, in Newton (N);  
 $L_A$ : Vorschubweg am Anfang des linearen Bereichs, in mm;  
 $L_E$ : Vorschubweg am Ende des linearen Bereichs, in mm.

**[0123]** Aus den zumindest fünf durchgeführten Bestimmungen des Druckmoduls wird der Mittelwert gebildet. Dieser Mittelwert für den Druckmodul ist der Wert für den durch Härtung maximal erreichbaren Druckmodul.

**[0124]** Im Rahmen des vorliegenden Textes wird davon ausgegangen, dass der Druckmodul einer provisorischen Suprakonstruktion, eines Kerns für eine provisorische Suprakonstruktion bzw. eines entsprechenden Rohlings dem Druckmodul des Materials entspricht, aus dem es hergestellt wurde.

**[0125]** Es sei darauf hingewiesen, dass sich der Druckmodul einer provisorischen Suprakonstruktion, eines Kerns für eine provisorische Suprakonstruktion bzw. des Materials eines entsprechenden Rohlings in der Regel in der Mundhöhle des Patienten ändern wird. In der Regel ist der Druckmodul der resultierenden „nassen“ Produkte kleiner als der der „trockenen“ Produkte.

#### Beispiele:

**[0126]** Anhand der folgenden Beispiele wird die Erfindung weiter erläutert. Sofern nicht anders angegeben, beziehen sich alle Angaben auf das Gewicht. Es werden dabei folgende Abkürzungen verwendet:

UDMA	= Urethandimethacrylat (CAS Number 72869-86-4)
aliphatisches Urethandimethacrylat	= Genomer 4256 von Rahn AG
Polyethylenglykoldimethacrylat	= Polyethylenglykol 400-dimethacrylat (n = 9)
Coinitiator	= Ethyl-p-N,N-dimethylaminobenzoat
Stabilisator	= 2,6-Di-tert-butyl-4-methylphenol
Präpolymerisat	= polymerisierte Alkyldimethacrylate
GK	= silanisiertes Bariumaluminimsilikatglas ( $d_{50} = 1,0 \mu\text{m}$ )
UV-Stabilisator	= 2-(2H-benzotriazol-2-yl)-p-cresol
Pyrogene	Kieselsäure = pyrogene Kieselsäure mit einer BET-Oberfläche im Bereich von: 170–230 $\text{m}^2/\text{g}$

Beispiele A bis F: Herstellen erfindungsgemäßer dentaler Gemische und Mehrkomponentensysteme

Beispiel A: Herstellen eines erfindungsgemäßen dentalen Gemisches

**[0127]** Die folgenden Komponenten wurden in ein Becherglas eingewogen:

aliphatisches Urethandimethacrylat	50,00 g	Komponente a)
Polyethylenglykoldimethacrylat	49,65 g	Komponente a)
Campherchinon	0,10 g	Komponente b)
Coinitiator	0,15 g	Komponente b)
Stabilisator	0,10 g	Komponente d)

**[0128]** Anschließend wurde das Gemisch mit einem KPG Rührer für 12 Stunden homogenisiert und anschließend für zwei Stunden im Exsiccator entlüftet.

Beispiel B: Herstellen eines erfindungsgemäßen dentalen Gemisches

**[0129]** Die folgenden Komponenten wurden in ein Becherglas eingewogen:

aliphatisches Urethandimethacrylat	79,83 g	Komponente a)
UDMA	8,65 g	Komponente a)
Hexandioldimethacrylat	11,20 g	Komponente a)
Campherchinon	0,12 g	Komponente b)
Coinitiator	0,19 g	Komponente b)
Stabilisator	0,10 g	Komponente d)

**[0130]** Anschließend wurde das Gemisch mit einem KPG Rührer für 12 Stunden homogenisiert und anschließend für zwei Stunden im Exsiccator entlüftet.

Beispiel C: Herstellen eines erfindungsgemäßen dentalen Gemisches in Pasteform:

**[0131]** Die folgenden Komponenten wurden in ein Becherglas eingewogen:

aliphatisches Urethandimethacrylat	45,56 g	Komponente a)
UDMA	4,92 g	Komponente a)
Hexandioldimethacrylat	6,36 g	Komponente a)
Campherchinon	0,07 g	Komponente b)
Coinitiator	0,1 g	Komponente b)
Stabilisator	0,06 g	Komponente d)
Pigmente	0,04 g	Komponente e)

**[0132]** Anschließend wurde das Gemisch mit einem KPG Rührer für 12 Stunden homogenisiert und für zwei weitere Stunden im Exsiccator entlüftet. Zu dieser Mischung wurden die Füllstoffe:

Präpolymerisat	27,06 g	Komponente c)
Pyrogene Kieselsäure	15,83 g	Komponente c)

hinzugegeben und durch inniges Vermischen mit einem Doppelplaneten-Mischer, wurde eine homogene Paste hergestellt.

Beispiel D: Herstellen eines erfindungsgemäßen dentalen Gemisches

**[0133]** Die folgenden Komponenten wurden in ein Becherglas eingewogen:

aliphatisches Urethandimethacrylat	30,34 g	Komponente a)
UDMA	7,45 g	Komponente a)
Hexandioldimethacrylat	3,76 g	Komponente a)
Bis-GMA	3,69 g	Komponente a)
Triethylenglykoldimethacrylat	1,27 g	Komponente a)
Campherchinon	0,07 g	Komponente b)
Coinitiator	0,10 g	Komponente b)
Stabilisator	0,05 g	Komponente d)
GK	22,81 g	Komponente c)
UV-Stabilisator	0,04 g	Komponente d)
Pigmente	0,03 g	Komponente e)

**[0134]** Anschließend wurde das Gemisch mit einem KPG Rührer für 12 Stunden homogenisiert und für zwei weitere Stunden im Exsiccator entlüftet. Zu dieser Mischung wurden die Füllstoffe:

Pyrogene Kieselsäure	12,36 g	Komponente c)
Präpolymerisate	18,04 g	Komponente c)

hinzugegeben und durch inniges Vermischen mit einem Doppelplaneten-Mischer, wurde eine homogene Paste hergestellt.

#### Beispiel E: Herstellen eines erfindungsgemäßen dentalen Gemisches

**[0135]** Für die Herstellung der erfindungsgemäßen dentalen Gemische wurden die folgenden Komponenten in ein Becherglas eingewogen:

aliphatisches Urethandimethacrylat	75,45 g	Komponente a)
Polyethylenglykoldimethacrylat	24,20 g	Komponente a)
Campherchinon	0,10 g	Komponente a)
Coinitiator	0,15 g	Komponente d)
Stabilisator	0,11 g	Komponente b)

**[0136]** Anschließend wurde das Gemisch mit einem KPG Rührer für 12 Stunden homogenisiert und für zwei weitere Stunden im Exsiccator entlüftet.

#### Beispiel F: Herstellung eines erfindungsgemäßen dentalen Mehrkomponentensystems

##### Beispiel F1: Herstellung des Katalysator-Gemisches

**[0137]** Für die Herstellung des Katalysator-Gemisches wurden die folgenden Komponenten in ein Becherglas eingewogen:

aliphatisches Urethandimethacrylat	48,78 g	Komponente a)
Polyethylenglykoldimethacrylat	48,96 g	Komponente a)
Stabilisator	0,12 g	Komponente b)
Benzoylperoxid	2,14 g	Komponente b)

**[0138]** Anschließend wurde das Gemisch mit einem KPG Rührer für 12 Stunden homogenisiert und für weitere 2 Stunden im Exsiccator entlüftet.

##### Beispiel F2: Herstellung des Basis-Gemisches

**[0139]** Für die Herstellung des Basis-Gemisches wurden die folgenden Komponenten in ein Becherglas eingewogen:

aliphatisches Urethandimethacrylat	48,84 g	Komponente a)
Polyethylenglykoldimethacrylat	48,84 g	Komponente a)
N,N-Bis(2-hydroxyethyl)-p-toluidin	1,53 g	Komponente b)
Campherchinon	0,31 g	Komponente b)
Coinitiator	0,45 g	Komponente b)

**[0140]** Das Gemisch wurde mit einem KPG Rührer für 12 Stunden homogenisiert und für weitere 2 Stunden im Exsiccator entlüftet.

#### Beispiel G: Bestimmung von Materialeigenschaften der in den Beispielen A bis F hergestellten dentalen Gemische und dentalen Mehrkomponentensysteme:

**[0141]** Die in den Beispielen A bis E hergestellten erfindungsgemäßen dentalen Gemische bzw. das dentale Mehrkomponentensystem gemäß Beispiel F (nach Mischung der Komponenten im Volumenverhältnis 1:1) wurde entsprechend der obigen „Vorschrift zur Bestimmung des durch Härtung maximal erreichbaren Druck-

moduls eines dentalen Stoffs, dentalen Gemisches oder dentalen Mehrkomponentensystems“ auf ihren Druckmodul untersucht. Teilmengen des dentalen Mehrkomponentensystems gemäß Beispiel F wurden zu Testzwecken sowohl mit Lichteinstrahlung (dual-cure), als auch ohne Lichteinstrahlung (chemische Härtung) gehärtet. Die Probekörper wurden nach dem Entformen bei 37°C trocken gelagert und anschließend vermessen. Zum Vergleich wurde das selbsthärtende provisorische Kronenmaterial Structur 2 SC der VOCO GmbH untersucht. Die Messwerte sind in der folgenden Tabelle zusammengefasst:

Beispiel	Druckfestigkeit [MPa]	Druckmodul [MPa]	Dehnbarkeit [mm]	max. Kraft [N]	Kraft bei 1 mm [N]
A trocken	58	21	3,0	308	53
B trocken	112	16	2,4	60	53
C trocken	45	92	3,0	370	108
D trocken	96	400	1,6	920	619
E trocken	44	4	3,0	105	29
F trocken DC*	226	11	2,82	323	60
F trocken CC#	221	14	2,75	253	59
Structur 2 SC	277	1170	n. b.*	n. b.	n. b.

\*DC: dual gehärtet (Licht + chemisch); #CC: chemisch gehärtet; \* Die Dehnbarkeit konnte aufgrund der Härte des Materials nicht bestimmt werden; n. b.: nicht bestimmt

**[0142]** Die Ergebnisse der Untersuchungen zeigen, dass die erfindungsgemäßen Beispiele A–F zu Produkten/Materialeien geführt haben, die hervorragend in der progressive bone loading Therapie als Material von Suprakonstruktionen eingesetzt werden können.

Beispiel H: Untersuchung zur Haftung gehärteter erfindungsgemäßer dentaler Gemische und dentaler Mehrkomponentensysteme an metallischen Substraten (Zugversuch):

**[0143]** Um die Haftung der erfindungsgemäßen dentalen Suprakonstruktionen, an metallischen Abutments, mit der Haftung von Suprakonstruktion aus bekannten Materialien an metallischen Abutments zu vergleichen, wurden Suprakonstruktionstestkörper auf einem Abutmenttestkörper aus Edelstahl hergestellt.

**[0144]** Die Suprakonstruktionstestkörper bestanden dabei aus:

- einem handelsüblichen Siliconmaterial (additionsvernetzendes Silikon; Fit Test (VOCO), Druckmodul < 420 MPa),
- einem handelsüblichen Methacrylatmaterial (kaltpolymerisierendes Paste-Paste-System; Structur 2 SC (VOCO)),
- einem erfindungsgemäßen dentalen Mehrkomponentensystem gemäß Beispiel F und
- einem erfindungsgemäßen dentalen Gemisch gemäß Beispiel D.

**[0145]** Anschließend wurde jeweils die Abzugskraft mit Hilfe einer Universalprüfmaschine gemessen, indem das Modellabutment aus der Suprakonstruktion gezogen wurde. Dabei konnten die folgenden Werte für die Abzugskraft bestimmt werden:

Probe	Abzugskraft [MPa]
a)	0,33
b)	2,95
c)	0,68*
d)	2,34

\* Bei Probe c) wurde nicht das Metallabutment aus der Suprakonstruktion gezogen, sondern das Material der Suprakonstruktion riss.



**ZITATE ENTHALTEN IN DER BESCHREIBUNG**

*Diese Liste der vom Anmelder aufgeführten Dokumente wurde automatisiert erzeugt und ist ausschließlich zur besseren Information des Lesers aufgenommen. Die Liste ist nicht Bestandteil der deutschen Patent- bzw. Gebrauchsmusteranmeldung. Das DPMA übernimmt keinerlei Haftung für etwaige Fehler oder Auslassungen.*

**Zitierte Patentliteratur**

- EP 270915 [0020]
- EP 630640 [0020]
- US 6063830 [0020]
- US 5548001 [0020]
- US 4617327 [0020]
- EP 0677286 [0020]
- US 4387215 [0021]
- DE 19506222 [0021]
- DE 4439485 [0021]
- US 5665839 [0021]
- DE 19612004 [0021]
- DE 102004002178 [0021]
- WO 2008/037753 A2 [0023, 0023, 0023, 0023, 0025, 0030]
- US 7798812 A1 [0024, 0024, 0024, 0024, 0025]
- DE 102006019092 A1 [0050]
- DE 3941629 C2 [0050, 0051]
- DE 102006019092 [0051]
- DE 60116142 [0051]
- DE 3801511 C2 [0054]
- DE 102006050153 A1 [0054]
- EP 0184095 B1 [0054]
- DE 4231579 C2 [0054]
- EP 0366977 B1 [0054]
- US 7081485 B2 [0054]
- DE 3236026 A1 [0054]
- US 2007/0027229 A1 [0054]
- EP 0262629 B1 [0054]
- EP 0073413 [0054]
- US 71483826 B2 [0054]
- US 5761169 [0054]
- DE 19708294 A1 [0054]
- EP 0057474 [0054]
- EP 0047902 A [0054]
- EP 0007508 [0054]
- DE 60029481 T2 [0054]
- EP 0980682 B1 [0054]
- EP 0948955 B1 [0054]
- EP 1236459 B1 [0054]
- EP 0173567 A2 [0054]
- US 4772530 [0055]
- US 4954414 [0055]
- US 4874450 [0055]
- US 5055372 [0055]
- US 5057393 [0055]
- EP 1720506 [0057]
- EP 1839640 [0059]
- DE 1495520 [0059]
- WO 02/092021 [0059]
- WO 02/092023 [0059]
- EP 0059451 [0060]
- EP 1872767 [0063]
- EP 2070506 [0063]
- DE 112006001049 [0063]
- US 7214726 [0063]
- EP 2070935 [0063]
- WO 2007/131725 [0063]
- EP 0783880 B1 [0079]
- DE 10119831 A1 [0079]
- EP 1563821 A1 [0079]

**Zitierte Nicht-Patentliteratur**

- M. Lorenzoni, C. Pertl, K. Zhang, W. Wegschneider, Clin. Oral Implants Res., 2003, 14 (3) 273–279 [0014]
- P. Quinlan et al., Int. J. Oral Maxillofac Implants 2005, 20 (3), 360–370 [0014]
- G. Romanos, J. Oral Implantol. 2004, 30 (3), 189–197 [0014]
- R. Appleton et al., Clin. Oral Implants Res. 2005, 16 (2), 161–167 [0018]
- Lackrohstoff-Tabellen; Erich Karsten; 10. Auflage; Vincentz Verlag Hannover; 2000 [0038]
- Polymer Handbook; 4th edition; Editors: J. Brandrup, E. H. Immergut & E. A. Grulke; Wiley Verlag; 1999 [0038]
- Chemistry & Technology of UV&EB Formulation for Coatings, Inks & Paints: Volume III-Prepolymers & Reactive Dilutents; Editor: G. Webster; SITA Technology Ltd. London; published by John Wiley & Sons Ltd., London, 1997 [0038]
- J.-P. Fouassier, Photoinitiation, Photopolymerization and Photocuring, Hanser Publishers, Munich, Vienna, New York 1995 sowie in J. F. Rabek (Hrsg.), Radiation Curing in Polymer Science and Technology, Vol. II, Elsevier Applied Science, London, New York 1993 [0056]
- EN ISO 9917 Teil 1 [0118]

## Patentansprüche

1. Dentaler Stoff, dentales Gemisch oder dentales Mehrkomponentensystem zur Herstellung des Materials einer provisorischen Suprakonstruktion für ein dentales Implantat oder eines Kerns für eine provisorische Suprakonstruktion für ein dentales Implantat durch Polymerisationshärtung, bestehend aus
  - (a) ein, zwei oder mehr polymerisierbaren (Meth)Acrylaten,
 sowie optional weiteren Bestandteilen, wobei der dentale Stoff, das dentale Gemisch bzw. das Mehrkomponentensystem zu einem Produkt härtbar ist, wobei der durch (Polymerisations-)Härtung maximal erreichbare Druckmodul 420 MPa oder weniger beträgt, zur Anwendung in einer therapeutischen Behandlung zur Beschleunigung der Osseointegration dentaler Implantate, insbesondere nach der Methode des progressive bone loading.
2. Dentaler Stoff, dentales Gemisch oder dentales Mehrkomponentensystem nach Anspruch 1 zur Anwendung in einer therapeutischen Behandlung zur Beschleunigung der Osseointegration dentaler Implantate nach der Methode des progressive bone loading, wobei aus dem dentalen Stoff, dem dentalen Gemisch bzw. dem Mehrkomponentensystem eine provisorische Suprakonstruktion für ein dentales Implantat oder ein Kern für eine provisorische Suprakonstruktion für ein dentales Implantat durch Polymerisationshärtung hergestellt wird.
3. Dentaler Stoff, dentales Gemisch oder dentales Mehrkomponentensystem nach Anspruch 1, zur Anwendung in einer therapeutischen Behandlung zur Beschleunigung der Osseointegration dentaler Implantate nach der Methode des progressive bone loading, wobei im Rahmen der Behandlung mehrere provisorische Suprakonstruktionen bestehend aus bzw. als Kernmaterial umfassend Materialien mit unterschiedlichen Druckmoduln hergestellt und in der Reihenfolge ansteigender Druckmoduln zeitlich nacheinander mit dem dentalen Implantat verbunden werden.
4. Dentales Gemisch oder dentales Mehrkomponentensystem nach einem der Ansprüche 1 bis 3, bestehend aus:
  - (a) ein, zwei oder mehr polymerisierbaren (Meth)Acrylaten,
  - (b) einem oder mehreren Katalysatoren und/oder Initiatoren für die Polymerisation,
  - (c) optional einem oder mehreren anorganischen und/oder organischen Füllstoffen,
  - (d) optional einem oder mehreren Stabilisatoren, für die gilt: der oder die Stabilisatoren sind keine polymerisierbaren (Meth)Acrylate, sowie
  - (e) optional einem oder mehreren weiteren Additiven.
5. Dentales Gemisch oder dentales Mehrkomponentensystem nach Anspruch 4, umfassend in oder als Komponente (c) einen oder mehrere partikuläre anorganische und/oder organische Füllstoffe, vorzugsweise ausgewählt aus der Gruppe bestehend aus Siliciumdioxid, Metalloxiden und Poly(meth)acrylaten.
6. Dentales Gemisch oder dentales Mehrkomponentensystem nach Anspruch 4 oder 5, umfassend in oder als Komponente (d) oberflächenmodifizierte oder nicht-oberflächenmodifizierte  $\text{SiO}_2$ -Partikel eines mittleren Teilchendurchmessers von unter 200 nm sowie optional weitere partikuläre anorganische oder organische Füllstoffe.
7. Dentales Gemisch oder dentales Mehrkomponentensystem nach einem der Ansprüche 1 bis 6, wobei das Gemisch chemisch härtbar und/oder lighthärtbar ist, vorzugsweise sowohl chemisch härtbar als auch lighthärtbar ist.
8. Dentales Gemisch oder dentales Mehrkomponentensystem, nach einem der Ansprüche 4 bis 7, insgesamt umfassend
  - (a) insgesamt 20,0 bis 99,9 Gewichtsprozent an polymerisierbaren (Meth)Acrylaten,
  - (b) insgesamt 0,1 bis 10,0 Gewichtsprozent an Katalysatoren und Initiatoren für die Polymerisation,
  - (c) insgesamt 0,0 bis 60,0 Gewichtsprozent an anorganischen und organischen Füllstoffen,
  - (d) insgesamt 0,0 bis 5,0 Gewichtsprozent Stabilisatoren, für die gilt: der oder die Stabilisatoren sind keine polymerisierbaren (Meth)Acrylate, sowie
  - (e) insgesamt 0,0 bis 50,0 Gewichtsprozent an weiteren Additiven.
9. Dentales Gemisch oder dentales Mehrkomponentensystem nach Anspruch 8, insgesamt umfassend
  - (a) insgesamt 44,9 bis 99,9 Gewichtsprozent an polymerisierbaren (Meth)Acrylaten,
  - (b) insgesamt 0,1 bis 5,0 Gewichtsprozent an Katalysatoren und Initiatoren für die Polymerisation,
  - (c) insgesamt 0,0 bis 55,0 Gewichtsprozent an anorganischen und organischen Füllstoffen,

(d) insgesamt 0,0 bis 2,0 Gewichtsprozent Stabilisatoren, für die gilt: der oder die Stabilisatoren sind keine polymerisierbaren (Meth)Acrylate, sowie

(e) insgesamt 0,0 bis 5,0 Gewichtsprozent an weiteren Additiven.

10. Dentales Gemisch oder dentales Mehrkomponentensystem nach einem der vorangehenden Ansprüche, umfassend in oder als Komponente (a) ein oder mehrere (Meth)acrylate ausgewählt aus der Gruppe bestehend aus:

1. Alkyl(meth)acrylate, deren Alkylgruppe zumindest 6 C-Atome besitzt;
2. Di(meth)acrylate des Polybutadiens;
3. Alkyletherdi(meth)acrylate, deren Alkylgruppen unabhängig voneinander jeweils wenigstens 6 C-Atome besitzen;
4. Polyalkylether(mono/di/poly)(meth)acrylate, deren Alkylgruppen unabhängig voneinander jeweils wenigstens 2 C-Atome besitzen und wobei die Anzahl der Etherfunktionen wenigstens 8 beträgt;
5. Aliphatische oder aromatische Urethandi(meth)acrylate;
6. Alkoxylierte Bisphenoldi(meth)acrylate, deren Alkylgruppen unabhängig voneinander jeweils wenigstens 2 C-Atome besitzen und wobei die Gesamtzahl der Etherfunktionen wenigstens 10 beträgt.

11. Provisorische Suprakonstruktion für ein dentales Implantat oder Kern für eine provisorische Suprakonstruktion für ein dentales Implantat, herstellbar durch Polymerisationshärtung eines dentalen Gemisches oder eines Mehrkomponentensystems wie in einem der Ansprüche 1 bis 10 definiert.

12. Provisorische Suprakonstruktion oder Kern für eine provisorische Suprakonstruktion nach Anspruch 11, wobei das Material der Suprakonstruktion bzw. das Material des Kerns einen Druckmodul von weniger als 420 MPa besitzt.

13. Provisorische Suprakonstruktion nach einem der Ansprüche 11 bis 12, bestehend aus einem Kern und einer Kappe für den Kern, wobei die Außenfläche des Kerns teilweise frei liegt, so dass der Kern bei Druckbelastung zumindest abschnittsweise unabhängig von der Kappe deformierbar ist, wobei das Material der Kappe vorzugsweise einen höheren Druckmodul aufweist als das Material des Kerns.

14. Provisorische Suprakonstruktion nach einem der Ansprüche 11 bis 13, herstellbar durch eine einzelne Polymerisationshärtung eines einzelnen dentalen Gemisches wie in einem der Ansprüche 1 bis 7 definiert.

15. Provisorischer Zahnersatz umfassend
- eine provisorische Suprakonstruktion nach einem der Ansprüche 11 bis 14,
  - ein dentales Implantat
- und
- ein vorzugsweise metallisches Abutment, das zwischen provisorischer Suprakonstruktion und dentalem Implantat angeordnet ist und deren Verbindung gewährleistet
- sowie optional
- einen Haftvermittler, der zwischen provisorischer Suprakonstruktion und Abutment angeordnet ist.

16. Provisorischer Zahnersatz nach Anspruch 15, wobei die provisorische Suprakonstruktion und das Abutment verbunden sind ohne Formschluss in Krafrichtung entlang der Längsachse des dentalen Implantats vom Kieferknochen weg, in den das Implantat eingesetzt oder einzusetzen ist.

17. Kit zur Herstellung einer Mehrzahl von provisorischen Suprakonstruktionen für ein dentales Implantat oder einer Mehrzahl von Kernen für provisorische Suprakonstruktionen für ein dentales Implantat, umfassend

- eine entsprechende Anzahl dentaler Stoffe, dentaler Gemische oder dentaler Mehrkomponentensysteme wie in einem der Ansprüche 1 bis 10 definiert, wobei jede(r/s) der dentalen Stoffe, Gemische oder Mehrkomponentensysteme zu einem Produkt härtbar ist, wobei der Druckmodul der Produkte bei gleichen Härtungsbedingungen unterschiedlich ist

oder

- eine entsprechende Anzahl von Rohlingen aus einem gehärteten bzw. durch Härtung herstellbar aus einem dentalen Stoff oder Gemisch wie in einem der Ansprüche 1 bis 10 definiert, wobei der Druckmodul des Materials jedes der Rohlinge unterschiedlich ist und jeweils 420 MPa oder weniger beträgt,

sowie

- optional ein oder mehrere weitere Bestandteile ausgewählt aus der Gruppe bestehend aus Haftvermittler, Abutments, Implantate, Formwerkzeuge (Formen), Abformmaterialien.

## 18. Kit nach Anspruch 17, umfassend

- einen ersten dentalen Stoff, ein erstes dentales Gemisch oder ein erstes dentales Mehrkomponentensystem wie in einem der Ansprüche 1 bis 10 definiert, wobei der erste dentale Stoff bzw. das erste dentale Gemisch bzw. das erste dentale Mehrkomponentensystem zu einem Produkt härtbar ist, wobei der durch Härtung (Polymerisationshärtung) maximal erreichbare Druckmodul im Bereich von 25 MPa bis kleiner 100 MPa liegt,
- einen zweiten dentalen Stoff, ein zweites dentales Gemisch oder ein zweites dentales Mehrkomponentensystem wie in einem der Ansprüche 1 bis 10 definiert, wobei der zweite dentale Stoff bzw. das zweite dentale Gemisch bzw. das zweite dentale Mehrkomponentensystem zu einem Produkt härtbar ist, wobei der durch Härtung (Polymerisationshärtung) maximal erreichbare Druckmodul im Bereich von 100 MPa bis 420 MPa liegt,
- optional einen dritten dentalen Stoff, ein drittes dentales Gemisch oder ein drittes dentales Mehrkomponentensystem wie in einem der Ansprüche 1 bis 10 definiert, wobei der dritte dentale Stoff bzw. das dritte dentale Gemisch bzw. das dritte dentale Mehrkomponentensystem zu einem Produkt härtbar ist, wobei der durch Härtung (Polymerisationshärtung) maximal erreichbare Druckmodul kleiner ist als 25 MPa,
- optional einen weiteren dentalen Stoff, ein weiteres dentales Gemisch oder ein weiteres dentales Mehrkomponentensystem, wobei der weitere dentale Stoff bzw. das weitere dentale Gemisch bzw. das weitere dentale Mehrkomponentensystem zu einem Produkt härtbar ist, wobei der durch Härtung (Polymerisationshärtung) maximal erreichbare Druckmodul größer ist als 420 MPa.

## 19. Kit nach Anspruch 17 oder 18, umfassend

- einen ersten dentalen Stoff, ein erstes dentales Gemisch oder ein erstes dentales Mehrkomponentensystem wie in einem der Ansprüche 1 bis 10 definiert, wobei der erste dentale Stoff bzw. das erste dentale Gemisch bzw. das erste dentale Mehrkomponentensystem zu einem Produkt härtbar ist, wobei der durch Härtung maximal erreichbare Druckmodul im Bereich von 25 MPa bis kleiner 100 MPa liegt,
  - einen zweiten dentalen Stoff, ein zweites dentales Gemisch oder ein zweites dentales Mehrkomponentensystem wie in einem der Ansprüche 1 bis 10 definiert, wobei der zweite dentale Stoff bzw. das zweite dentale Gemisch bzw. das zweite dentale Mehrkomponentensystem zu einem Produkt härtbar ist, wobei der durch Härtung maximal erreichbare Druckmodul im Bereich von 100 MPa bis 420 MPa liegt,
- weiter umfassend
- einen dritten dentalen Stoff, ein drittes dentales Gemisch oder ein drittes dentales Mehrkomponentensystem vorzugsweise wie in einem der Ansprüche 1 bis 10 definiert, wobei der dritte dentale Stoff bzw. das dritte dentale Gemisch bzw. das dritte dentale Mehrkomponentensystem zu einem Produkt härtbar ist, wobei der durch Härtung maximal erreichbare Druckmodul kleiner ist als 25 MPa,
- und/oder
- einen weiteren dentalen Stoff, ein weiteres dentales Gemisch oder ein weiteres dentales Mehrkomponentensystem, vorzugsweise bestehend aus ein, zwei, oder mehr polymerisierbaren (Meth)Acrylaten sowie optional weiteren Bestandteilen, wobei der weitere dentale Stoff bzw. das weitere dentale Gemisch bzw. das weitere dentale Mehrkomponentensystem zu einem Produkt härtbar ist, wobei der durch Härtung maximal erreichbare Druckmodul größer ist als 420 MPa.

20. Verfahren zur Herstellung einer provisorischen Suprakonstruktion für ein dentales Implantat oder eines Kerns für eine provisorische Suprakonstruktion für ein dentales Implantat nach einem der Ansprüche 11 bis 14 oder eines provisorischen Zahnersatzes nach einem der Ansprüche 15 bis 16, mit folgenden Schritten:

- Bereitstellen oder Herstellen eines dentalen Stoffs, eines dentalen Gemisches oder eines dentalen Mehrkomponentensystems nach einem der Ansprüche 1 bis 10,
  - Härten des dentalen Stoffs, des dentalen Gemisches oder des dentalen Mehrkomponentensystems, vorzugsweise in einer Form,
  - optional weitere Schritte,
- oder
- Bereitstellen eines Kits nach Anspruch 17 umfassend Rohlinge, Anpassen der Form eines der Rohlinge, so dass die provisorische Suprakonstruktion, der Kern oder der provisorische Zahnersatz resultiert.

21. Verfahren zur provisorischen Versorgung eines dentalen Implantats für therapeutische und/oder kosmetische Zwecke, umfassend die Schritte:

- (a) Bereitstellen einer provisorischen Suprakonstruktion nach einem der Ansprüche 11 bis 14
- oder

Bereitstellen mehrerer provisorischer Suprakonstruktionen nach einem der Ansprüche 11 bis 14 und Auswählen einer provisorischen Suprakonstruktion,

- (b) Verbinden der provisorischen Suprakonstruktion mit dem dentalen Implantat und danach
- (c) Verstreichenlassen einer gewissen Zeitspanne und danach

- (d) Lösen der (vorzugsweise mittels eines Abutments hergestellten) Verbindung zwischen der provisorischen Suprakonstruktion und dem dentalen Implantat (wobei das vorzugsweise eingesetzte Abutment vorteilhafterweise mit dem Implantat verbunden bleibt)  
und gegebenenfalls danach die folgenden Schritte:
- (e) Auswählen einer weiteren in Schritt (a) bereitgestellten provisorischen Suprakonstruktion,  
(f) Verbinden der in Schritt (e) ausgewählten provisorischen Suprakonstruktion mit dem dentalen Implantat und danach  
(g) Verstreichenlassen einer gewissen Zeitspanne und danach  
(h) Lösen der (vorzugsweise mittels eines Abutments hergestellten) Verbindung zwischen der provisorischen Suprakonstruktion und dem dentalen Implantat (wobei das vorzugsweise eingesetzte Abutment vorteilhafterweise mit dem Implantat verbunden bleibt),  
(i) Wiederholen der Schritte (e) bis (h), bis mehrere oder sämtliche der in Schritt (a) bereitgestellten provisorischen Suprakonstruktionen mit dem Implantat verbunden worden sind und die jeweilige Verbindung wieder gelöst worden ist.

22. Verfahren nach Anspruch 21, wobei mehrere provisorische Suprakonstruktionen bestehend aus bzw. als Kernmaterial umfassend Materialien mit unterschiedlichen Druckmoduln bereitgestellt oder hergestellt und in der Reihenfolge ansteigender Druckmoduln zeitlich nacheinander mit dem dentalen Implantat verbunden werden.

23. Verfahren nach Anspruch 21 oder 22, wobei die, mehrere oder sämtliche der provisorischen Suprakonstruktionen so mit dem dentalen Implantat verbunden wird bzw. werden, dass die jeweilige provisorische Suprakonstruktion bei Kieferschluss in Okklusion mit der Antagonistenbezahnung steht.

24. Verwendung eines dentalen Stoffes, eines dentalen Gemisches oder eines dentalen Mehrkomponentensystems wie in einem der Ansprüche 1 bis 10 definiert, zum Herstellen einer provisorischen Suprakonstruktion für ein dentales Implantat oder eines Kerns für eine provisorische Suprakonstruktion für ein dentales Implantat, vorzugsweise einer provisorischen Suprakonstruktion oder eines Kerns nach einem der Ansprüche 11 bis 14.

Es folgt kein Blatt Zeichnungen