

(19) 日本国特許庁(JP)

## (12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第5902691号  
(P5902691)

(45) 発行日 平成28年4月13日(2016.4.13)

(24) 登録日 平成28年3月18日(2016.3.18)

(51) Int.Cl.

A 61 K 6/083 (2006.01)

F 1

A 61 K 6/083 500

請求項の数 11 (全 10 頁)

(21) 出願番号 特願2013-529350 (P2013-529350)  
 (86) (22) 出願日 平成23年9月15日 (2011.9.15)  
 (65) 公表番号 特表2014-508098 (P2014-508098A)  
 (43) 公表日 平成26年4月3日 (2014.4.3)  
 (86) 國際出願番号 PCT/US2011/051860  
 (87) 國際公開番号 WO2012/037424  
 (87) 國際公開日 平成24年3月22日 (2012.3.22)  
 審査請求日 平成26年9月13日 (2014.9.13)  
 (31) 優先権主張番号 61/383,163  
 (32) 優先日 平成22年9月15日 (2010.9.15)  
 (33) 優先権主張国 米国(US)

(73) 特許権者 508299485  
 カオ グループ、インク。  
 アメリカ合衆国、84084 ユタ州、ウ  
 エスト ジョーダン、4628 ウエスト  
 スカイホーク ドライブ  
 (74) 代理人 100104411  
 弁理士 矢口 太郎  
 (72) 発明者 ジエンセン、スティーブン、ディー。  
 アメリカ合衆国、84095 ユタ州、サ  
 ウス ジョーダン、1190 ウエスト  
 チャベズ ドライブ  
 審査官 近藤 政克

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】長期間静菌性化合物および修復歯科材料におけるその使用

## (57) 【特許請求の範囲】

## 【請求項1】

歯の修復材料組成物であって、  
 硬化可能な重合性樹脂系と、  
 抗菌性 / 静菌性化合物と  
 を有し、

前記抗菌性 / 静菌性化合物は 5 ミクロン未満の平均サイズを有する粒子の形態であるピリチオン亜鉛であり、

硬化した組成物は歯の色をした材料をもたらすものである、組成物。

## 【請求項2】

請求項1記載の歯の修復材料組成物において、前記重合性樹脂系は、  
ヒドロキシエチルメタクリレートと、  
光開始剤と  
 を有するものである、組成物。

## 【請求項3】

請求項2記載の歯の修復材料組成物において、前記光開始剤はイルガキュア 2022  
 (Irgacure 2022) である、組成物。

## 【請求項4】

請求項3記載の歯の修復材料組成物において、この組成物は、さらに、  
 溶媒を有するものである、組成物。

10

20

**【請求項 5】**

請求項4記載の歯の修復材料組成物において、前記溶媒はエタノールである、組成物。

**【請求項 6】**

請求項5記載の歯の修復材料組成物において、この組成物は、さらに、  
懸濁補助剤を有するものである、組成物。

**【請求項 7】**

請求項6記載の歯の修復材料組成物において、前記懸濁補助剤はシリカ粉末である、組成物。

**【請求項 8】**

請求項7記載の歯の修復材料組成物において、この組成物は、さらに、  
抗酸化剤を有するものである、組成物。

10

**【請求項 9】**

請求項8記載の歯の修復材料組成物において、  
前記ピリチオン亜鉛は前記組成物の2重量%を有し、  
前記ヒドロキシエチルメタクリレートは前記組成物の5重量%を有し、  
前記イルガキュア 2022は前記組成物の2重量%を有し、  
前記エタノールは前記組成物の30重量%を有し、および  
前記シリカ粉末は前記組成物の10重量%を有するものである、組成物。

**【請求項 10】**

請求項1記載の歯の修復材料組成物において、前記ピリチオン亜鉛は200ナノメートル未満の平均サイズを有する粒子の形態である、組成物。

20

**【請求項 11】**

請求項1記載の歯の修復材料組成物において、前記ピリチオン亜鉛は100ナノメートルミクロン未満の平均サイズを有する粒子の形態である、組成物。

**【発明の詳細な説明】****【技術分野】****【0001】**

本発明は、歯科の分野および、より具体的には、歯科において使用される歯の修復材料に関する。

**【0002】**

30

関連出願の相互参照

この出願は、2010年9月15日に提出された米国仮出願第61/383,163号の優先権を主張するものであり、該仮出願はその全体において参照によって本明細書に組み込まれる。

**【背景技術】****【0003】**

歯科業の歴史全体にわたって、歯科医療従事者は、効果的に歯組織を修復するため、例えば、窩洞を充填するための様々な歯の修復材料を使用した。今では時代遅れの歯の修復材料の一つの例は、アマルガムとして公知の圧縮水銀合金である。長期間歯の修復材料溶液を提供するアマルガムの性質により、アマルガムは、かつて、歯の修復材料のより普及した選択であった。

40

**【0004】**

より現代の歯の修復材料と異なり、以下にさらに説明するように、歯科医療従事者は、アマルガムを直接歯組織に接着せずにアマルガムを固定する。その代わりに、歯の内部に形成された機械的に保持力のある窩洞内にアマルガムを圧縮することによって、通常、アマルガムは、歯組織内で適当に保持される。例えば、多くのアマルガムは、歯の窩洞内でアマルガムを物理的に保持する歯組織内に機械的にアンダーカットを形成するため、歯科医療従事者が窩洞形成をカットすることを必要とする。

**【0005】**

アマルガムが実質的には直接的に歯組織に直接的に接着していないことにより、歯の窩

50

洞内で見つかる口腔流体、微生物、食べ物および他の物質は、アマルガムと歯組織の間から移動するまたは漏れることができる。アマルガムと歯組織の間の口腔流体、微生物および食べ物の移動は、通常、継続的なう蝕において理想的な状況をつくるが、アマルガムは銀および水銀を含み、これらはアマルガムから流出を続け、さらなる崩壊からの窩洞形成を殺菌する効果がある。銀と水銀の両方の要素およびイオンは、抗菌剤として作用する。したがって、アマルガムは、アマルガムと歯組織の間の崩壊を長期間制御することができる。

#### 【0006】

アマルガムは、アマルガムと歯組織との間の長期間の歯の崩壊を制御できるにもかかわらず、歯科医療従事者が修復材料としてアマルガムの使用を避ける原因となる様々な欠点を有する。例えば、アマルガムの欠点の一つは、アマルガムの不透明な銀色／黒色が残った白い歯とかなり対照的であることによる、審美的に満足いくものではないことである。一般的に、患者は、アマルガムが配置される前の歯の審美的外観と比べて、アマルガムの歯の修復材料の審美的外観が不快であると感じる。

10

#### 【0007】

アマルガムを使用することの他の欠点は、歯科医療従事者が適切に窩洞形成をするために、一般的に上記に記載したように、アマルガムを正確に配置する目的で、健康な歯組織の除去を含む、好適とされるよりも過剰に歯組織を除去する必要がしばしばある。一般的に、歯科医療従事者は、患者の一生涯において歯が長持ちするように、歯の健全性を維持するためにできるだけ健康的な歯組織を除去しないように試みる。

20

#### 【0008】

上記および他の欠点にもかかわらず、適当な代替品がなかったために、歯科医療従事者は長い年月においてアマルガムを使用した。より最近では、しかしながら、アマルガムに関連するいくつかの欠点を克服するための付加的な歯の修復材料が導入された。これらの付加的な歯の修復材料は、プライマー、接着剤、セメント、混合物、および他の直接的なまたは間接的な材料を含むことができる。例えば、より現代の歯の修復材料は、歯科医療従事者において、アマルガムで必要とされたような過剰な歯組織材料の除去の必要性を克服し、歯の色をした充填材料の使用を可能にした。

#### 【0009】

概要として、例えば、より現代の歯の修復材料を配置する工程は、歯のエッチング材料、接着剤、および歯の色をした混合充填材料の使用を含む。第一に、歯のスマア層を化学的に除去するため、および、窩洞形成のエナメルを粗面化するために、歯は酸でエッチングされる。第二に、低粘度液体接着剤がエッチングされた表面に適用され、固体ポリマー内に接着剤を重合化することによって、歯の内部に浸透することが可能となる。第三に、残りの窩洞は、歯の色をした混合物で充填され、光源による光硬化など様々な方法で固体塊内で重合化／硬化される。現代の歯の修復材料を直接的に歯組織に接着するので、歯科医療従事者は過剰に歯組織を除去する必要がない。さらに、現代の歯の修復材料の色は制御することが可能であり、歯の修復材料の色をもとの歯組織の色により調和できる審美的な利点を提供する。

30

#### 【0010】

アマルガムの効果を克服する、より現代的な歯の修復材料の能力にもかかわらず、より現代的な歯の修復材料は様々な欠点も有する。例えば、多くの現代的な歯の修復材料はかなり不活性の非毒性充填剤（例えば、様々な粉末ガラス）を含むことができる有機化合物から作られる。これらの歯の修復材料は非毒性に設計され、したがってアマルガムと異なるが、修復材と歯組織の間の崩壊を制御できるような抗菌性を十分ではない。

40

#### 【0011】

さらに、多くの現代的な歯の修復材料は、硬化工程の間、充填材料の収縮を引き起こす重合工程を必要とする。これらの歯の修復材料が収縮すると、歯と修復材料との間のギャップは歯組織と歯の修復材料との間に漏出を生じうる形となることがある。形成されたギャップによって、およびそれによる漏出によって、より現代の歯の修復材料は抗菌性を有

50

さないので、充填された歯は再び崩壊を始めることがある。

#### 【0012】

つまり、金属アマルガムは不快な濃い色を有する問題があり、毒性材料から作られ、および歯組織の過剰な除去を必要とするが、これらの欠陥にもかかわらず、長期間歯に配置しても再発性崩壊を受けることはない。一方で、より現代の歯の修復材料は、歯の色であり、非毒性であるが、これらの有利な点があるにもかかわらず、配置後、再発性崩壊を受ける。

#### 【0013】

したがって、多くの欠点が歯の修復材料の従来技術にはある。

この出願の発明に関する先行技術文献情報としては、以下のものがある（国際出願日以降国際段階で引用された文献及び他国に国内移行した際に引用された文献を含む）。

10

#### (先行技術文献)

##### (特許文献)

(特許文献1) 米国特許第7,498,367号明細書

(特許文献2) 米国特許出願公開第2007/0172433号明細書

(特許文献3) 米国特許出願公開第2008/0103042号明細書

(特許文献4) 米国特許出願公開第2007/0264615号明細書

(特許文献5) 米国特許出願公開第2009/0024074号明細書

(特許文献6) 米国特許出願公開第2005/0118276号明細書

#### 【発明の概要】

20

#### 【課題を解決するための手段】

#### 【0014】

本発明の例示的な実施形態は、歯の修復材料と歯組織の間の再発性崩壊を減少または除去するために、歯の修復材料の全体にわたって分散された長期間抗菌性／静菌性化合物を利用する。より具体的には、本発明は、歯の修復材料と歯組織の間の再発性崩壊を減少または除去するために、歯の修復材料の全体にわたって分散された長期間抗菌／静菌性化合物として、金属、酸化金属および金属塩、不溶性静菌性有機化合物、溶解性静菌性有機化合物、および有機金属化合物を利用する。

#### 【0015】

本発明の付加的な性質および有利な点は、以下の記載に明記されており、その一部は記載から明らかであり、または本発明の実施により学ばれることができる。本発明の特徴および効果は、特に添付された特許請求の範囲で指摘された計測器および組み合わせによって、実行および得られることができる。本発明のこれらおよびその他の性質は、以下の記載および添付された特許請求の範囲からより完全に明らかになる、または以下に詳述した本発明の実行により学ばれることができる。

30

#### 【発明を実施するための形態】

#### 【0016】

本発明の例示的な実施形態は、歯の修復材料と歯組織の間の再発性崩壊を減少する、または除去するために、歯の修復材料全体に分散された長期間抗菌性／静菌性化合物を利用する。より具体的には、本発明は、歯の修復材料と歯組織の間の再発性崩壊を減少する、または除去するために、歯の修復材料全体に分散された長期間抗菌性／静菌性化合物として、金属、酸化金属および金属塩、不溶性の静菌性有機化合物、溶解性の静菌性有機化合物および有機金属化合物を利用する。

40

#### 【0017】

さらに、本発明の例示的な実施形態は、抗菌性／静菌性の性質のみではなく、審美的にも満足を与える歯の修復材料を提供する。特に、本発明によって教示された例示的な歯の修復材料は、配置後、実質的に歯の色をした外観を有するよう製剤されることができる。したがって、本発明の例示的な実施形態は、配置後、審美的にも患者に満足を与える、長期間抗菌性／静菌性の歯の修復材料を提供する。

#### 【0018】

50

審美的に患者に満足を与える抗菌性 / 静菌性の歯の修復材料の提供に加えて、本発明の例示的な実施形態はアマルガムよりも毒性の低い歯の修復材料を提供する。加えて、本発明に関連する歯の修復材料の例示的な実施形態は歯組織への直接接着を提供する。直接接着は、歯科医療従事者が歯の修復材料を配置するために除去しなければならない歯組織の量を最小限にすることを可能にする。

#### 【0019】

歯の修復材料の例示的な実施形態は、歯の修復に使用される様々な合成物または化合物に製剤されることができる。例えば、歯の修復材料は、プライマー、接着樹脂、エッチ、接着剤、充填材料または歯の修復工程において使用されることができる任意の他の材料のタイプであることができる。より好適な歯の修復材料は、配置後、歯組織に接触または直接的に隣接して保持されるが、本明細書に教示された主義に関連する歯の修復材料は、歯または歯の部分を修復するのに使用される任意の材料であることができる。10

#### 【0020】

歯の修復材料のタイプおよび目的によって、歯の修復材料はいくつかの成分の1つ以上から作られることができる。例えば、歯の修復材料は抗菌性 / 静菌性化合物、1つ以上のモノマーまたはポリマー（接着モノマーを含む）、光開始剤（適用できる場合、対応する第3級アミン触媒を含む）、溶媒、および / または懸濁補助剤を含むことができる。粘性、酸性度、および歯の修復材料に関する他の性質を含む該材料の様々な性質を制御するため、様々な他の成分も歯の修復材料に含まれることができる。

#### 【0021】

歯の修復材料に使用されることができるモノマーの例は、これに限定されないが、ビス - フェノール A ジグリシジルメタクリレート、ジウレタンジメタクリレート、トリエチレングリコールジメタクリレート、ヒドロキシエチルメタクリレート、および類似の化学的および物理的性質を有する任意の類似のモノマーを含む。歯の修復材料に使用されるモノマーの量は、モノマーの性質によることがある。例えば、ヒドロキシエチルメタクリレートは歯の修復材料の約3% ~ 約8%の範囲であることができる。モノマーのタイプおよび組み合わせによって、他のモノマーは約3% ~ 約75%の範囲で使用されることができる。20

#### 【0022】

光開始剤の例は、第三級アミン触媒を必要とする光開始剤を含む。例えば、カンファキノン、または類似の光開始剤は、第三級アミン触媒としてのエチル - 4 - アミノ安息香酸ジメチルと組み合わせて使用されることがある。加えて、光開始剤の例は、触媒を必要としない光開始剤を含むことができる。一つの例示的な実施形態において、イルガキュア 2022 (Irgacure 2022) は光開始剤として使用されることがある。光開始剤および / または光開始剤と触媒の組み合わせは、歯の修復材料の全量の約1% ~ 約3%の範囲で使用されることがある。30

#### 【0023】

歯の修復材料に含まれることができる溶媒の例は、エタノールまたは水のような溶媒を含むことができる。歯科工業において既知の他の溶媒も使用されることがある。使用される場合、歯の修復材料の全体の組成によって、溶媒の量は、約20% ~ 約50%の範囲をとることができる。40

#### 【0024】

歯の修復材料は、懸濁補助剤も含むことができる。懸濁補助剤の例は、これに限定されないが、シリカ粉末および他の類似のものおよび歯科工業において、既知の懸濁補助剤を含むことができる。歯の修復材料の全体の組成によって、懸濁補助剤の量は、約7% ~ 約15%の範囲をとることができる。

#### 【0025】

様々な例示的な抗菌性 / 静菌性化合物が歯の修復材料において使用されることがある。抗菌性 / 静菌性化合物の例は、これに限定されないが、酸化亜鉛、不溶性銅化合物、水酸化亜鉛およびピリチオン亜鉛および類似または等しい化合物を含む。これらの抗菌性 / 50

静菌性化合物は安全であり、ヒトに対して非毒性、および本来は実質的に不透明白色であるが、これらの抗菌性／静菌性化合物は修復材料全体に分散されると、修復材料と歯物質の間の再発性崩壊を減らすまたは除去することができる。抗菌性／静菌性化合物の量は約0.1%～約4%の範囲をとることができる。

#### 【0026】

酸化亜鉛、ピリチオン亜鉛および水酸化亜鉛は非常に不透明であり、視覚的に透明性を減少するために工業的に使用されている。酸化亜鉛、ピリチオン亜鉛および水酸化亜鉛のごくわずかな量は、半透明組成物を完全に不透明白色組成物に変えるのに必要とされる。歯は不透明な白色ではないため、あまりにも白い修復材料を作成すると、審美的魅力を失う。したがって、歯の修復材料組成物があまりに不透明になり、歯科修復材料としてもはや望ましくならない、該組成物に加えることができる酸化亜鉛、ピリチオン亜鉛および／または水酸化亜鉛の量はごく限られている。

10

#### 【0027】

酸化亜鉛、ピリチオン亜鉛および／または水酸化亜鉛の好適な形態は、より小さな粒子は組成物をより効果的なものとするので、微細に分割された状態である。例えば、抗菌性／静菌性組成物のより小さな粒子サイズは、組成物における任意の所与の濃度でより大きな表面積で曝露されることが発見された。したがって、より小さな粒子サイズは、任意の所与の濃度において、希釈による抗菌活性を顕著に失うことなく、酸化亜鉛、ピリチオン亜鉛および／または水酸化亜鉛の量を減少させることを増大させる。

#### 【0028】

20

加えて、粒子が十分に小さくなるにつれて、より少ない光を散乱させてるので、結果として、より透明な歯の修復材料となる。酸化亜鉛、ピリチオン亜鉛および／または水酸化亜鉛化合物の粒子サイズを減らすことにより、視覚的不透明性を減らすことができ、抗菌活性は上昇する。本発明の目的は、このように、酸化亜鉛、ピリチオン亜鉛および／または水酸化亜鉛の抗菌活性を最大限にするとともに、十分な審美的性質同様に抗菌性効果を有する歯の修復材料を得るために視覚的な不透明さを最小限にすることにある。

#### 【0029】

30

抗菌性効果および審美的透光性との素晴らしいバランスは、酸化亜鉛、ピリチオン亜鉛および／または水酸化亜鉛の約5ミクロン粒子および約100nm粒子を含む混合物でも可能であることが発見された。それにもかかわらず、適当な歯の修復材料は、抗菌性／静菌性化合物が約20ミクロンから約100nmまたはより小さいサイズの範囲の粒子を有する場合に製造されることができる。一般的に言われることとして、より小さな粒子はより良い結果を生じる。

#### 【0030】

上記に簡潔に記したように、いくつかの歯の修復材料、特に歯の表面と物理的に接する歯の修復材料は、他の修復材料より抗菌化合物に理想的に適している。重合工程の間収縮する歯の修復材料は、漏出を生じるギャップをつくる。再発性崩壊が生じるのは、このギャップ内および周辺部である。したがって、歯組織に隣接して配置された歯の修復材料は、長期間抗菌性化合物を維持する組成物として最適である。プライマー、接着樹脂、接着剤、接着混合物、流動性混合物、ペースト混合物および歯の表面に直接適用する任意の他の便利な審美的材料は、本発明の抗菌性化合物において理想的である。

40

#### 【0031】

本発明は、亜鉛ポリセメントとは大きく異なる。亜鉛ポリセメントは、混合すると固体塊に硬化する、時代遅れの酸塩基組成物である。これらは一般的に、酸塩基反応を生じ、結果として最終物が固体亜鉛ポリカーボネート塩となるような、水性ポリアクリル酸と混合される酸化亜鉛粉末を有する。これらの初期の亜鉛ポリセメントはとても弱く（例えば、壊れやすく、接着性はあまりよくない）、置き換えられた。初期の亜鉛ポリセメントは、一時的な酸化亜鉛／オイゲノールセメント同様、非常に不透明な白色で審美的ではない。これらのセメントのタイプは、見えないように、または目立たせないようにするために、一般的に、歯の後部または人工装具の下部に利用された。もし歯の前面に配置されると、

50

非常に目立ち、したがって、審美的満足は得られない。したがって、本発明の例示的実施形態は、これらの初期の亜鉛ポリセメントと比較して、技術的に前進している。

#### 【0032】

使用されることができる様々な成分および化合物にもかかわらず、本発明の例示的な実施形態は、最終修復材料が歯の色で審美的にも満足できるような方法および濃度で重合樹脂全体に分散される抗菌性／静菌性化合物の微小粒子の使用を含む。一例において、本発明の歯の修復材料は、前歯に使用されることが可能、該修復材料は患者の歯の残りの組織ンに透明性と色において非常に調和されることが可能。

#### 【0033】

本発明の例示的な実施形態は、重合性樹脂系を使用する永久修復を接着、充填および固めるための審美的抗微生物修復材料の使用をさらに含む。本出願に定義された重合性樹脂は、酸塩基反応によって硬化し、結果として硬化材料として塩を生じる任意の修復材料を含まない。本出願の提供における重合性樹脂系は樹脂モノマーまたは適当な触媒とモノマー、および、重合を制御できるような開始剤（例えば、光硬化系または化学的硬化系）を含む。10

#### 【0034】

実施において、抗菌性／静菌性化合物の微小粒子は、微細分散が形成されるまで上記に記載の成分の1つ以上と単に混合される。以下の実施例は、本発明に関する歯の修復材料の様々な例示的実施形態の実例である。しかしながら、本発明はこれらの以下の実施例に制限されるものではない。様々な成分は、組成物全量の重量%で記載される。20

#### 【実施例1】

#### 【0035】

##### エナメル接着用樹脂

- 1 , 30 % - ビス - フェノールAジグリシジルメタクリレートモノマー
- 2 , 40 % - ジウレタンジメタクリレートモノマー
- 3 , 1 % - カンファキノン
- 4 , 1 % - エチル - 4 - アミノ安息香酸ジメチル
- 5 , 0 . 3 % - 酸化亜鉛<100nm粉末
- 6 , 27 . 7 % - トリエチレングリコールジメタクリレート

これらの材料は完全に分散するまで混合され、光が薄層内を硬化すると半透明組成物を形成した。30

#### 【実施例2】

#### 【0036】

##### エナメル接着用樹脂

- 1 , 30 % - ビス - フェノールAジグリシジルメタクリレートモノマー
- 2 , 40 % - ジウレタンジメタクリレートモノマー
- 3 , 1 % - カンファキノン
- 4 , 1 % - エチル - 4 - アミノ安息香酸ジメチル
- 5 , 0 . 1 % - 酸化亜鉛<5ミクロン粉末
- 6 , 27 . 9 % - トリエチレングリコールジメタクリレート

これらの材料は完全に分散するまで混合され、薄層内が硬化されると、半透明組成物を形成した。40

#### 【実施例3】

#### 【0037】

##### エナメル接着用樹脂

- 1 , 30 % - ビス - フェノールAジグリシジルメタクリレートモノマー
- 2 , 40 % - ジウレタンジメタクリレートモノマー
- 3 , 1 % - カンファキノン
- 4 , 1 % - エチル - 4 - アミノ安息香酸ジメチル
- 5 , 1 . 0 % - 酸化亜鉛<100ナノメートル粉末

6 , 27 % - トリエチレングリコールジメタクリレート

これらの材料は完全に分散するまで混合され、前の組成物よりも不透明な組成物を形成した。

【実施例 4】

【0038】

エナメル接着用樹脂

1 , 30 % - ビス - フェノール A ジグリシジルメタクリレートモノマー

2 , 38 . 3 % - ジウレタンジメタクリレートモノマー

3 , 1 % - カンファキノン

4 , 1 % - エチル - 4 - アミノ安息香酸ジメチル

10

5 , 2 . 0 % - ピリチオン亜鉛<100 ナノメートル粉末

6 , 27 . 7 % - トリエチレングリコールジメタクリレート

これらの材料は完全に分散するまで混合され、薄層内が硬化されると半透明組成物を形成した。

【実施例 5】

【0039】

エナメル接着用樹脂

1 , 30 % - ビス - フェノール A ジグリシジルメタクリレートモノマー

2 , 36 . 1 % - ジウレタンジメタクリレートモノマー

20

3 , 1 % - カンファキノン

4 , 1 % - エチル - 4 - アミノ安息香酸ジメチル

5 , 4 % - ピリチオン亜鉛粉末

6 , 27 . 9 % - トリエチレングリコールジメタクリレート

これらの材料は完全に分散するまで混合され、薄層内が硬化されると半透明組成物を形成した。

【実施例 6】

【0040】

エナメル接着用樹脂

1 , 30 % - ビス - フェノール A ジグリシジルメタクリレートモノマー

30

2 , 40 % - ジウレタンジメタクリレートモノマー

3 , 1 % - カンファキノン

4 , 1 % - エチル - 4 - アミノ安息香酸ジメチル

5 , 1 . 0 % - ピリチオン亜鉛粉末

6 , 27 % - トリエチレングリコールジメタクリレート

これらの材料は完全に分散するまで混合され、前の組成物よりも不透明な組成物を形成した。

【0041】

上記実施例に加えて、実験は、驚くべきことに、ピリチオン亜鉛がアクリル系接着剤系と最も互換性のある抗菌性 / 静菌性化合物であることを示した。ピリチオン亜鉛はアクリルの歯の接着剤と驚くほど安定的で、9カ月の保存期間にわたって、37 で硬化しない。

40

【0042】

以下は、歯科接着剤、歯の修復材料の例示的な実施形態であり、各種成分を組成物全体の重量 % で例示するものである。

【実施例 7】

【0043】

歯科接着剤

1 , 30 % - エタノール

2 , 5 % - ヒドロキシエチルメタクリレート

3 , 50 . 9 % - カルボン酸、アクリル共重合体

50

4 , 0 . 1 % - メトキシエチルヒドロキシキノン  
5 , 1 0 % - シリカ粉末  
6 , 2 % - イルガキュア 2022 ( I r g a c u r e 2 0 2 2 )  
7 , 2 % - ピリチオン亜鉛

【実施例 8】

【0044】

歯科接着剤

1 , 3 0 % - エタノール  
2 , 5 % - ヒドロキシエチルメタクリレート  
3 , 4 8 . 9 % - カルボン酸、アクリル共重合体  
4 , 0 . 1 % - メトキシエチルヒドロキシキノン  
5 , 1 0 % - シリカ粉末  
6 , 2 % - イルガキュア 2022 ( I r g a c u r e 2 0 2 2 )  
7 , 4 % - ピリチオン亜鉛

これらの成分は均質になるまで一緒に混合され、9ヶ月にわたって37オーブンの密閉容器内で保持することができます。9ヶ月後も組成物は液体スラリーであり、光硬化重合可能であった。ウシの一組の混合サンプルへの歯の接着剤を利用する接着テストでは、28.8 Mpaの平均剪断強さに結果としてなった。これらの結果は、歯の修復材料の使用における歯 / エナメル接着剤として許容可能なものである。

【0045】

本発明は、その精神または主要な特徴から逸脱することなく、他のいろいろな形で実施されることができる。記載された実施形態は、あらゆる点において例示的であり、限定的なものではないとみなされるものである。したがって、本発明の範囲は、前述の記載よりもむしろ添付の特許請求の範囲によって示される。特許請求の範囲の意味および範囲内の全ての変更は、その範囲内において受け入れられるものである。

10

20

---

フロントページの続き

(56)参考文献 米国特許第07498367(US, B2)  
英國特許出願公開第02461475(GB, A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A 61 K 6 / 083  
Caplus / REGISTRY / MEDLINE / EMBASE / BIOSIS (STN)