

⑫

DEMANDE DE BREVET D'INVENTION

A1

⑫② Date de dépôt : 03.09.93.

⑫③ Priorité :

⑫④ Date de la mise à disposition du public de la
demande : 10.03.95 Bulletin 95/10.

⑫⑤ Liste des documents cités dans le rapport de
recherche préliminaire : *Se reporter à la fin du
présent fascicule.*

⑫⑥ Références à d'autres documents nationaux
apparentés :

⑦① Demandeur(s) : DELAHAYE Amaud — FR et
FOURNET Alain — FR.

⑦② Inventeur(s) : Delahaye Amaud.

⑦③ Titulaire(s) :

⑦④ Mandataire : Cabinet Amaud.

⑤④ Prothèse dentaire, et matériau pour sa réalisation.

⑤⑦ L'invention concerne une prothèse dentaire, et un ma-
tériel pour sa réalisation.

Elle se rapporte à une prothèse dentaire, du type qui
comprend un support métallique, et au moins une masse
de reconstitution fixée au support métallique, la masse de
reconstitution étant formée, pour sa plus grande partie au
moins, d'un matériau composite contenant un liant poly-
mère dans lequel est dispersée une charge minérale.
Selon l'invention, la masse de reconstitution a une résis-
tance à la flexion au moins égale à 100 MPa, et elle pos-
sède une dureté Vickers qui est au moins égale à 450
N/mm².

Application aux prothèses dentaires.

FR 2 709 413 - A1



La présente invention concerne les prothèses dentaires, et des matériaux composites permettant leur réalisation.

Avant la description de l'invention, il convient de
5 préciser la terminologie utilisée dans le présent mémoire et qui correspond à celle des hommes du métier.

Les soins des dents comprennent essentiellement le domaine des restaurations et reconstitutions proprement dentaires et le domaine des reconstitutions prothétiques.
10 Les restaurations désignent les obturations (de classes I à V), les inlays et les onlays, et les facettes.

Les reconstitutions prothétiques désignent les prothèses fixes ou amovibles. Ces reconstitutions ont une partie métallique et affectent le plus souvent plusieurs
15 dents, bien qu'elles puissent aussi ne concerner qu'une seule dent. Elles sont fixées à une ou plusieurs dents. Elles peuvent être aussi fixées à un ou plusieurs implants. Ces reconstitutions sont aussi appelées "prothèses" dans le présent mémoire.

20 L'invention concerne les reconstitutions prothétiques de type fixe. Ces reconstitutions de type fixe comportent le plus souvent un support métallique, réalisé par coulée d'un métal ou d'un alliage, et une masse de reconstitution fixée au support et qui peut être formée de
25 différents matériaux. Les matériaux les plus souvent utilisés pour ces reconstitutions fixes sont des matériaux céramiques. On utilise aussi des matières plastiques et parfois des matériaux composites.

Toutes ces reconstitutions fixes présentent des
30 inconvénients.

Les reconstitutions céramiques ont une grande rigidité et une résistance à la flexion qui est insuffisante. Elles doivent être fixées sur des dents solidement consolidées. Cependant, le plus souvent, les personnes qui
35 doivent porter une telle reconstitution de grande dimension ont et conservent des problèmes au niveau du parodonte

(alvéolyse) avec ou non épaississement du ligament alvéolo-dentaire, et fréquemment une mobilité plus ou moins prononcée des dents. Le montage d'une telle reconstitution céramique sur des dents ainsi consolidées conduit à un taux
5 d'échec important.

Les reconstitutions de matière plastique ont un grand intérêt au point de vue des reconstitutions des dents, car, lorsqu'une telle prothèse a été portée un certain temps, on s'aperçoit que la mobilité des dents est
10 réduite, de même que l'alvéolyse et l'espace parodontal. Il est même parfois possible de réaliser une prothèse céramique fixée aux dents qui ont été ainsi consolidées par le port d'une prothèse de matière plastique pendant un certain temps. Cependant, une telle prothèse de matière plastique
15 s'use très rapidement, et elle ne constitue donc pas une solution à long terme, mais seulement à titre provisoire ou temporaire.

Entre ces deux comportements extrêmes, on a déjà cherché à utiliser d'autres matériaux ayant un taux d'usure
20 inférieur à celui de la matière plastique, tout en étant moins rigides et plus souples que la céramique.

On a ainsi utilisé des matériaux composites, c'est-à-dire des matériaux ayant un liant polymère contenant une charge minérale. L'un des produits donnant actuellement les
25 meilleurs résultats est le produit de marque "Dentacolor" (Heraeus-Kulzer). Ces produits ont cependant une rigidité encore trop importante, et il arrive fréquemment qu'ils se fracturent, de la même manière que peuvent le faire les reconstitutions formées de céramique. En outre, leur
30 résistance à l'usure est insuffisante pour les reconstitutions de très longue durée.

Compte tenu des propriétés des reconstitutions fixes connues, les inventeurs ont cherché quelles propriétés devait posséder un matériau permettant la réalisation de
35 reconstitutions ou prothèses ne présentant ni les inconvénients des reconstitutions céramiques ni ceux des reconstitutions de matière plastique. Après utilisation de

matériaux céramiques, composites et plastiques connus, ils ont déterminé quelles propriétés devait avoir un matériau pour permettre la réalisation de prothèses ayant à la fois les avantages des prothèses céramiques et ceux des
5 prothèses de matière plastique. Plus précisément, ces avantages des prothèses céramiques sont leur faible usure et leur résistance pendant une très longue durée, et ceux des prothèses de matière plastique sont leur souplesse et la consolidation du tissu de soutien des dents (parodonte)
10 qu'elles engendrent. En outre, pour pouvoir être utilisé pour la réalisation de prothèse, un matériau doit posséder toutes les propriétés habituelles des matériaux utilisés en dentisterie, notamment au point de vue sanitaire, chimique et esthétique.

15 Les inventeurs ont alors déterminé qu'un matériau composite récemment proposé à la vente pour le seul domaine des restaurations (obturations, inlays, onlays, facettes) pouvait être utilisé, dans certaines conditions, pour la réalisation de prothèses ou reconstitutions prothétiques
20 fixes, car il permet l'obtention des propriétés physiques originales nécessaires à la réalisation des prothèses. En outre, comme ce matériau est déjà utilisé pour des restaurations, il possède toutes les qualités sanitaires, chimiques et esthétiques nécessaires aux reconstitutions.

25 Plus précisément, l'invention concerne une prothèse dentaire qui comprend un support métallique, et une masse de reconstitution fixée au support métallique, la masse de reconstitution étant formée, pour sa plus grande partie, d'un matériau composite contenant un liant polymère dans
30 lequel est dispersée une charge minérale. Selon l'invention, la masse de reconstitution a une résistance à la flexion au moins égale à 100 MPa, et elle possède une dureté Vickers qui est d'au moins 450 N/mm².

Le support métallique utilisé pour la fabrication
35 des prothèses peut être de tout type. Il peut être un alliage nickel-chrome. Cependant, il est préférable qu'il soit composé d'or, par exemple du "Protor", ayant une

couleur jaune qui donne un plus bel aspect esthétique aux masses de reconstitution placées sur le métal.

La fixation de la masse au support métallique est de préférence réalisée par interposition d'une couche d'accro-
5 chage. Il est avantageux que la couche d'accrochage soit formée de silice appliquée par pyrolyse et silanisée.

La masse de reconstitution est habituellement formée par application successive de couches qui sont polymérisées les unes après les autres. La première couche appliquée sur
10 la couche d'accrochage est de préférence une couche opaque, et les couches suivantes sont des couches colorées et/ou transparentes.

Le liant polymère de la masse de reconstitution est avantageusement formé par polymérisation de monomères
15 contenant des méthacrylates esters. La polymérisation est avantageusement réalisée par photopolymérisation.

La charge minérale contenue dans le liant polymère est de préférence sous forme d'un verre de borosilicate finement broyé. La dimension particulaire moyenne de ce
20 verre est avantageusement comprise entre 0,02 et 2 μm . Il est avantageux en outre que la charge minérale contienne aussi une petite proportion de silice, avantageusement traitée par un silane.

Il est préférable, pour l'obtention de la dureté
25 nécessaire, que la quantité de charge minérale soit au moins égale à 50 % en volume de la masse de reconstitution. Elle est même avantageusement de l'ordre de 60 % en volume. Dans le cas de la charge précitée, ces valeurs sont telles que la quantité de charge minérale est au moins égale à
30 62 % en poids de la masse de reconstitution, et est avantageusement de l'ordre de 75 % en poids.

Dans une variante plus performante, la masse de reconstitution est soumise à une recuisson par irradiation prolongée, après la photopolymérisation du liant polymère.

35 Il est avantageux que la résistance à la flexion de la masse de reconstitution soit de l'ordre de 110 MPa,

lorsqu'elle n'a pas été recuite. Elle est cependant avantageusement soumise à une recuisson qui lui donne une résistance à la flexion de l'ordre de 140 MPa.

Il est aussi avantageux que la dureté de la masse de reconstitution soit de l'ordre de 500 N/mm² à l'état non recuit. Cependant, à l'état recuit, cette dureté peut atteindre et dépasser 600 N/mm².

L'invention concerne aussi un matériau composite photopolymérisable, destiné à la fabrication d'une prothèse du type décrit dans les paragraphes précédents.

On considère maintenant plus en détail certaines caractéristiques essentielles de l'invention.

On sait que les prothèses céramiques ont une dureté Vickers qui peut être supérieure à celle de la masse de reconstitution utilisée selon l'invention. Cependant, la résistance à la flexion de ces céramiques dentaires est très inférieure à celle de la masse de reconstitution utilisée selon l'invention. Au contraire, la matière plastique utilisée pour les prothèses a une résistance à la flexion bien supérieure à celle de la masse de reconstitution utilisée selon l'invention, mais sa dureté est extrêmement faible. On pourrait penser qu'il suffit de choisir un matériau dont les propriétés sont comprises entre celles de la céramique conventionnelle et celles de la matière plastique utilisée en dentisterie pour obtenir des propriétés convenant aux prothèses.

Le matériau composite connu "Dentacolor" cité précédemment a des propriétés comprises entre celles de la céramique conventionnelle et celles de la matière plastique utilisée en dentisterie. Cependant, ce matériau possède des inconvénients de la céramique (trop grande rigidité) et ne possède pas les avantages de la matière plastique (consolidation du tissu de soutien des dents -parodonte). En fait, ce matériau composite "Dentacolor" a une résistance à la flexion bien inférieure à celle du matériau composite utilisé selon l'invention, et sa dureté est aussi bien inférieure à celle de ce matériau. En conséquence, la

combinaison des propriétés de résistance à la flexion et de dureté du matériau composite utilisé selon l'invention est bien supérieure à celle de tous les matériaux connus dans ce domaine.

5 On précise ces caractéristiques en référence au tableau qui suit.

 Dans ce tableau, la "céramique conventionnelle" est une céramique dentaire classique couramment utilisée, à base de feldspath et de silice, cuite à une température de
10 l'ordre de 930 °C et commercialisée par exemple sous les marques "Duceram" et "Biodent".

 Le produit "Dentacolor" est le matériau composite précité, utilisé comme masse de reconstitution, ayant une charge minérale essentiellement constituée de silice
15 pyrogène, de granulométrie moyenne de l'ordre de 0,04 µm. Son liant polymère est formé par polymérisation d'esters d'acide méthacrylique polyfonctionnel. Ce produit est couramment disponible dans le commerce auprès de Heraeus-Kulzer. Il existe en qualité opaque et en qualités transpa-
20 rente et de diverses couleurs.

 La matière plastique est une matière plastique essentiellement formée de polymère de méthacrylate ester couramment utilisé pour la fabrication de prothèses de matière plastique.

25 Le produit composite utilisé selon l'invention est un produit vendu pour les restaurations dentaires sous la marque "Charisma" et il existe en différentes teintes. La charge minérale comprend dix parties d'un verre de borosilicate de baryum et d'aluminium pour une partie de silice
30 traitée par un silane. La teneur en charge minérale de ce matériau composite est particulièrement élevée. La dimension particulière du verre de borosilicate est comprise entre 0,02 et 2 µm.

TABLEAU

	Céramique conven- tionnelle	"Dentacolor"	Composite selon l'in- vention non recuit	Composite selon l'in- vention recuit	Matière plastique
Résistance à la flexion, MPa	50 à 70	70 à 80	110	140	> 1 000
Dureté Vickers N/mm ²	500 à 700	370 à 400	510	620	très faible
Teneur en charge minérale, % en poids % en volume	- -	51 35	77 60	77 60	- -

Dans le tableau, la résistance à la flexion est déterminée selon la norme DIN 13922 et la dureté Vickers selon la norme DIN 50133.

5 Les valeurs des différentes propriétés indiquées dans le tableau montrent que, si l'on classe les différents matériaux dans l'ordre croissant de résistance à la flexion, le matériau composite utilisé selon l'invention a une dureté particulièrement élevée, même à l'état non
10 recuit. Si l'on classe au contraire les différents matériaux dans l'ordre des duretés, on note que ce matériau composite utilisé selon l'invention a une résistance à la flexion exceptionnellement élevée, même à l'état non recuit.

15 Des essais cliniques pour des restaurations dentaires réalisés par le fabricant du matériau composite "Charisma" ont montré que ce produit avait d'excellentes propriétés de résistance à l'usure et à l'abrasion et conduisait à une occlusion non traumatisante. Ce produit
20 possède ainsi les meilleures propriétés qu'on attend d'un matériau composite utilisé pour les restaurations de dents : très grande résistance à l'usure même après de longues périodes (deux ans), usure très inférieure à celle de tous les matériaux composites présents sur le marché,
25 excellentes caractéristiques de surface et notamment excellentes propriétés de polissage, grande commodité de mise en oeuvre, excellent aspect esthétique, à la fois par la coloration et la profondeur des teintes, etc. Toutes ces propriétés sont également valables dans le cas des recons-
30 titutions. Toutes ces propriétés sont au moins équivalentes à celles qui sont obtenues avec les céramiques conventionnelles dans le cas des reconstitutions.

Des essais cliniques ont été réalisés par les inventeurs sur des prothèses qu'ils ont réalisées avec le
35 matériau composite "Charisma". Ils ont obtenu dans la majorité des cas une consolidation, c'est-à-dire une

diminution de l'espace entre le dent et l'alvéole, c'est-à-dire un retour à la normale de la physiologie du ligament alvéolo-dentaire, et donc une suppression de l'alvéolyse et une diminution de l'espace parodontal, comme dans le cas de
5 l'utilisation des prothèses de matière plastique. On n'avait encore jamais observé ces propriétés avec des prothèses de céramique conventionnelle ni avec des prothèses des matériaux composites connus jusqu'à présent.

Les prothèses selon l'invention donnent donc une
10 combinaison originale et particulièrement avantageuse de propriétés, puisqu'elles possèdent les avantages des prothèses céramiques (longue durée, aspect esthétique) et ceux des prothèses de matière plastique (reconstitution du ligament alvéolo-dentaire, suppression de l'alvéolyse et
15 fermeture de l'espace parodontal).

On décrit maintenant un exemple de réalisation d'une prothèse selon l'invention, constituant un bridge complet.

D'abord, tous les éléments métalliques du bridge sont montés à la cire, de manière classique (cire coulée).
20 Ensuite, l'armature métallique est transformée en métal par la méthode de la cire perdue. L'armature est nettoyée au jet de vapeur, puis par sablage, toujours de manière classique. La surface est ensuite préparée pour la formation d'une couche d'accrochage à base de silice, par
25 exemple par le procédé "Silicoater MD" commercialisé par Heraeus-Kulzer. Après la formation de la couche d'accrochage, le procédé comprend la formation d'une première couche, puis généralement d'une seconde, constituées d'un opacifiant destiné à cacher le métal. L'opacifiant de ces
30 couches peut être un produit opacifiant opaque "Dentacolor", l'épaisseur de cette couche étant habituellement de quelques dixièmes de millimètre. Ensuite, le matériau composite "Charisma" est appliqué par couches successives pour la formation de la masse de la reconsti-
35 tution. A cet effet, le prothésiste utilise différentes teintes (pour la couleur et la transparence) de "Charisma" appliquées successivement en couches d'épaisseur toujours

inférieure à 2 mm. Chaque couche est polymérisée par irradiation lumineuse. La dernière couche est destinée à former l'émail. Dans un mode de réalisation avantageux, la prothèse subit une recuisson par irradiation prolongée.

5 Après polymérisation, la prothèse est soumise à une finition classique, essentiellement par polissage.

La prothèse selon l'invention est donc réalisée par un procédé essentiellement classique que connaissent déjà les prothésistes. Cependant, les propriétés obtenues sont
10 bien supérieures à celles des prothèses formées des matériaux composites classiques et, de façon générale, de tous les matériaux habituellement utilisés pour les prothèses dentaires. De même, la prothèse peut être mise en place par les procédés classiques, par exemple par scellement sur des
15 dents ou vissage sur des onlays de reconstitution dentaire ou par scellement ou vissage sur des implants. Elle donne alors au patient un confort qui ne peut être obtenu avec aucun des matériaux connus.

L'invention concerne donc l'application d'une
20 nouvelle catégorie de matériaux composites, représentés par le matériau composite "Charisma" qui est utilisé aujourd'hui pour les restaurations dentaires, à la réalisation de reconstitutions. Dans cette nouvelle application, ce matériau composite donne des propriétés qui constituent
25 une combinaison originale qui ne peut être obtenue avec aucun des matériaux connus pour les reconstitutions dentaires. Cette combinaison originale de propriétés n'est aucunement suggérée dans l'application normale d'un tel matériau composite aux restaurations habituelles. Il faut
30 noter que ces propriétés avantageuses sont encore améliorées parce que le métal du support, après sa coulée, ne subit plus de traitement à température élevée qui pourrait réduire ses propriétés, comme dans le cas des prothèses céramiques dont la cuisson est réalisée à des températures
35 de l'ordre de 930 °C. En particulier, il conserve ses propriétés avantageuses d'élasticité.

Bien qu'on ait décrit l'invention en référence à l'utilisation du matériau composite "Charisma", elle s'applique à l'utilisation d'autres matériaux du moment qu'ils possèdent la combinaison de propriétés de résistance et de dureté selon l'invention. Bien que l'invention ne soit pas limitée par une quelconque explication théorique des résultats obtenus, il semble qu'il est important que le matériau composite contienne une très grande quantité de charge minérale.

10 Il est bien entendu que l'invention n'a été décrite est représentée qu'à titre d'exemple préférentiel et qu'on pourra apporter toute équivalence technique dans ses éléments constitutifs sans pour autant sortir de son cadre.

REVENDEICATIONS

1. Prothèse dentaire, du type qui comprend un support métallique, et au moins une masse de reconstitution fixée au support métallique, la masse de reconstitution étant formée, pour sa plus grande partie au moins, d'un matériau composite contenant un liant polymère dans lequel est dispersée une charge minérale, caractérisée en ce que la masse de reconstitution a une résistance à la flexion au moins égale à 100 MPa, et elle possède une dureté Vickers qui est au moins égale à 450 N/mm².

2. Prothèse selon la revendication 1, caractérisée en ce qu'elle comprend une couche d'accrochage assurant la fixation de la masse au support métallique.

3. Prothèse selon l'une des revendications 1 et 2, caractérisée en ce que le liant polymère de la masse de reconstitution est avantageusement formé par polymérisation de monomères contenant des méthacrylates esters.

4. Prothèse selon l'une quelconque des revendications 1 à 3, caractérisée en ce que la charge minérale contenue dans le liant polymère contient essentiellement un verre de borosilicate finement broyé.

5. Prothèse selon la revendication 4, caractérisée en ce que la dimension particulaire moyenne du verre de borosilicate est comprise entre 0,02 et 2 µm.

6. Prothèse selon l'une quelconque des revendications précédentes, caractérisée en ce que la quantité de charge minérale soit au moins égale à 50 % en volume de la masse de reconstitution.

7. Prothèse selon la revendication 3, caractérisée en ce que le liant polymère de la masse de reconstitution est formé par photopolymérisation de monomères contenant des méthacrylates esters, puis est soumis à une recuisson, après la photopolymérisation du liant polymère.

8. Prothèse selon la revendication 7, caractérisée en ce que la résistance à la flexion de la masse de reconstitution est au moins de l'ordre de 110 MPa, lorsqu'elle

n'a pas été recuite, et au moins de l'ordre de 140 MPa lorsqu'elle a été recuite.

9. Prothèse selon l'une des revendications 7 et 8, caractérisée en ce que la dureté de la masse de reconstitution est au moins de l'ordre de 500 N/mm² lorsqu'elle n'a pas été recuite et au moins de l'ordre de 600 N/mm² lorsqu'elle a été recuite.

10. Matériau composite polymérisable, destiné à la fabrication d'une prothèse selon l'une quelconque des revendications précédentes.

INSTITUT NATIONAL
de la
PROPRIETE INDUSTRIELLE

**RAPPORT DE RECHERCHE
PRELIMINAIRE**
établi sur la base des dernières revendications
déposées avant le commencement de la recherche

N° d'enregistrement
national

FA 490986
FR 9310537

DOCUMENTS CONSIDERES COMME PERTINENTS		Revendications concernées de la demande examinée
Catégorie	Citation du document avec indication, en cas de besoin, des parties pertinentes	
X	US-A-4 350 532 (R. RANDKLEV) * colonne 2, ligne 64 - ligne 65; revendications; exemples * ---	1-6,10
Y	FR-A-2 427 357 (G. SIMON) * page 3, ligne 1 - page 4, ligne 6; revendications * ---	1-6,10
Y	US-A-4 364 731 (B. NORLING) * revendications * ---	2
Y	EP-A-0 102 199 (JOHNSON & JOHNSON DENTAL PRODUCTS COMPANY) * page 7, ligne 15 - ligne 20 * * page 10, ligne 1 - ligne 5 * * page 10, ligne 20 - page 11, ligne 4; revendications; tableau 5 * ---	1,3-6,10
A	DATABASE WPI Section Ch, Week 8709, Derwent Publications Ltd., London, GB; Class A96, AN 87-062515 & JP-A-62 019 160 (LION CORP (ASAG) ASAHI GLASS KK) 27 Janvier 1987 * abrégé * ---	
A	DE-A-24 03 211 (ETABLISSEMENT DENTAIRE IVOCLAR) * page 10, alinéa 2 * -----	1-9
Date d'achèvement de la recherche		Examineur
19 Mai 1994		Cousins-Van Steen, G
CATEGORIE DES DOCUMENTS CITES X : particulièrement pertinent à lui seul Y : particulièrement pertinent en combinaison avec un autre document de la même catégorie A : pertinent à l'encontre d'au moins une revendication ou arrière-plan technologique général O : divulgation non-écrite P : document intercalaire T : théorie ou principe à la base de l'invention E : document de brevet bénéficiant d'une date antérieure à la date de dépôt et qui n'a été publié qu'à cette date de dépôt ou qu'à une date postérieure. D : cité dans la demande L : cité pour d'autres raisons ----- & : membre de la même famille, document correspondant		

1