



Office de la Propriété
Intellectuelle
du Canada

Un organisme
d'Industrie Canada

Canadian
Intellectual Property
Office

An agency of
Industry Canada

CA 2345346 A1 2001/02/08

(21) **2 345 346**

(12) **DEMANDE DE BREVET CANADIEN
CANADIAN PATENT APPLICATION**

(13) **A1**

(86) Date de dépôt PCT/PCT Filing Date: 2000/07/28
(87) Date publication PCT/PCT Publication Date: 2001/02/08
(85) Entrée phase nationale/National Entry: 2001/03/26
(86) N° demande PCT/PCT Application No.: FR 00/02183
(87) N° publication PCT/PCT Publication No.: WO 01/08590
(30) Priorité/Priority: 1999/07/30 (99/09900) FR

(51) Cl.Int.⁷/Int.Cl.⁷ A61C 13/30

(71) Demandeur/Applicant:
R.T.D. - RECHERCHES TECHNIQUES DENTAIRES,
FR

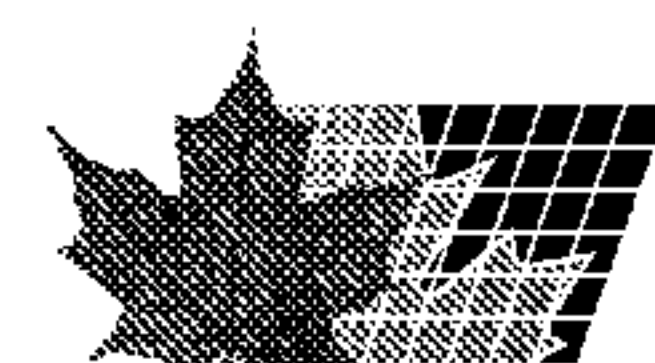
(72) Inventeurs/Inventors:
REYNAUD, MARC, FR;
REYNAUD, PIERRE-LUC, FR;
CHU, MANH-QUYNH, FR

(74) Agent: GOUDREAU GAGE DUBUC

(54) Titre : TENON DENTAIRE TRANSPARENT ET RADIO-OPAQUE
(54) Title: TRANSPARENT AND RADIO-OPAQUE RETENTION PIN

(57) **Abrégé/Abstract:**

La présente invention concerne un tenon dentaire en matériau composite du type comprenant une âme formée de fibres noyées dans une matrice de résine. Ce tenon est caractérisé en ce que les fibres qui possèdent un indice de réfraction (n) sont radio-opaques et que l'indice de réfraction (n') de la résine constituant la matrice a une valeur voisine de celle (n) des fibres.



(12) DEMANDE INTERNATIONALE PUBLIÉE EN VERTU DU TRAITÉ DE COOPÉRATION
EN MATIÈRE DE BREVETS (PCT)(19) Organisation Mondiale de la Propriété
Intellectuelle
Bureau international(43) Date de la publication internationale
8 février 2001 (08.02.2001)

PCT

(10) Numéro de publication internationale
WO 01/08590 A1(51) Classification internationale des brevets⁷: A61C 13/30(21) Numéro de la demande internationale:
PCT/FR00/02183

(22) Date de dépôt international: 28 juillet 2000 (28.07.2000)

(25) Langue de dépôt: français

(26) Langue de publication: français

(30) Données relatives à la priorité:
99/09900 30 juillet 1999 (30.07.1999) FR(71) Déposant (pour tous les États désignés sauf US): R.T.D.
- RECHERCHES TECHNIQUES DENTAIRES
[FR/FR]; Technoparc Espace Gavanière, 3, rue Louis Neel,
F-38120 Saint Egrève (FR).

(72) Inventeurs; et

(75) Inventeurs/Déposants (pour US seulement): CHU,

Manh-Quynh [FR/FR]; 2, rue Michel Bonnet, F-38120
Saint Egrève (FR). REYNAUD, Pierre-Luc [FR/FR];
45, chemin des Bouviers, F-39410 Vaulnaveys le Haut
(FR). REYNAUD, Marc [FR/FR]; 23, avenue de la Plaine
Fleurie, F-38240 Meylan (FR).(74) Mandataires: BRUDER, Michel etc.; Cabinet Bruder, 46,
rue Decamps, F-75116 Paris (FR).

(81) États désignés (national): CA, US.

(84) États désignés (régional): brevet européen (AT, BE, CH,
CY, DE, DK, ES, FI, FR, GB, GR, IE, IT, LU, MC, NL, PT,
SE).

Publiée:

— Avec rapport de recherche internationale.

En ce qui concerne les codes à deux lettres et autres abrégia-
tions, se référer aux "Notes explicatives relatives aux codes et
abréviations" figurant au début de chaque numéro ordinaire de
la Gazette du PCT.

WO 01/08590 A1

(54) Title: TRANSPARENT AND RADIO-OPAQUE RETENTION PIN

(54) Titre: TENON DENTAIRE TRANSPARENT ET RADIO-OPAQUE

(57) Abstract: The invention concerns a dental retention pin made of composite material, comprising a core consisting of fibres embedded in a resin matrix. Said pin is characterised in that the fibres which have a refractive index (n) are radio-opaque and the refractive index (n') of the resin forming the matrix has a value close to that (n) of the fibres.

(57) Abrégé: La présente invention concerne un tenon dentaire en matériau composite du type comprenant une âme formée de fibres noyées dans une matrice de résine. Ce tenon est caractérisé en ce que les fibres qui possèdent un indice de réfraction (n) sont radio-opaques et que l'indice de réfraction (n') de la résine constituant la matrice a une valeur voisine de celle (n) des fibres.

TENON DENTAIRE TRANSPARENT ET RADIO-OPAQUE

La présente invention concerne un tenon dentaire en matériau composite du type apte à être fixé dans la racine
5 d'une dent au moyen d'un adhésif photopolymérisable ainsi qu'un procédé de fabrication de celui-ci.

On sait que, dans l'art dentaire, on utilise, pour reconstituer des dents dépulpées, des tenons qui sont fixés dans le canal radiculaire de la dent et qui servent de
10 support à une reconstitution externe de celle-ci. De façon générale de tels tenons sont constitués de divers métaux, et notamment d'acier inoxydable, ces métaux présentant l'inconvénient de donner souvent naissance à des phénomènes de corrosion. Par ailleurs, ces tenons, en raison notamment
15 de la grande différence existant entre leur module d'élasticité transversal et celui de la dentine dans laquelle ils sont implantés, ont tendance dans le temps à se désolidariser de cette dernière.

Afin de remédier à ces divers inconvénients on a
20 proposé de réaliser les tenons dentaires en une matière composite, c'est-à-dire une matière essentiellement constituée de fibres synthétiques noyées dans une résine de synthèse et notamment une résine époxy. Afin de conférer à cette matière composite les qualités de résistance
25 mécanique qui lui sont nécessaires pour soutenir les efforts de mastication qui s'exercent sur le tenon, notamment dans le sens longitudinal, on a fait appel à des fibres de haute résistance, telles que des fibres de carbone, dont l'axe est disposé parallèlement à celui du
30 tenon et qui s'étendent de façon équitendue sur toute la

longueur de celui-ci. On fait par ailleurs en sorte que ces tenons présentent un module d'élasticité dans le sens transversal qui soit voisin de celui de la dentine afin de respecter celle-ci lorsque des efforts transversaux sont exercés sur ces tenons, notamment en cours de mastication.

Les tenons de ce type, s'ils sont tout à fait satisfaisants en ce qui concerne la résistance aux différentes contraintes mécaniques, présentent l'inconvénient de se révéler transparents aux rayons X, ce qui empêche leur localisation facile par le praticien.

On a proposé, dans l'état antérieur de la technique, divers moyens permettant d'assurer l'opacité aux rayons X de ces tenons.

On sait par ailleurs que la fixation des tenons dentaires dans le canal radiculaire d'une dent peut être effectuée au moyen d'adhésifs photopolymérisables, c'est-à-dire de monomères synthétiques dont la réaction de polymérisation est provoquée par un rayonnement lumineux dont la longueur d'onde se situe dans le domaine visible. De tels adhésifs sont particulièrement intéressants dans la technique dentaire, dans la mesure où ils permettent au praticien d'activer la réaction de polymérisation rigoureusement à l'instant où il le souhaite. Cependant de tels adhésifs photopolymérisables sont, la plupart du temps, difficiles à mettre en oeuvre dans la mesure où l'éclairement du fond du canal radiculaire est particulièrement difficile à effectuer de façon suffisante pour être efficace.

C'est pourquoi on a proposé de faire appel à des barreaux constitués d'une matière transparente, qui sont

aptes à véhiculer le rayonnement lumineux nécessaire au déclenchement de la réaction de polymérisation de l'adhésif.

On a cependant constaté que de tels tenons, s'ils
5 assuraient une bonne polymérisation, possédaient par ailleurs des caractéristiques mécaniques généralement trop faibles qui les rendaient inadaptés à l'utilisation souhaitée.

La présente invention a pour but de proposer un tenon
10 dentaire en matériau composite qui possède à la fois les trois caractéristiques idéales d'un tenon dentaire à savoir des caractéristiques mécaniques lui permettant d'assurer sa fonction propre, une transparence en lumière visible permettant le passage des radiations lumineuses nécessaires
15 à la mise en oeuvre de la réaction de polymérisation de l'adhésif, et une opacité en ce qui concerne la propagation des rayons X.

La présente invention a ainsi pour objet un tenon dentaire en matériau composite du type comprenant une âme
20 formée de fibres noyées dans une matrice de résine, caractérisé en ce que les fibres qui possèdent un indice de réfraction sont radio-opaques et que l'indice de réfraction de la résine constituant la matrice a une valeur voisine de celle des fibres.

25 Préférentiellement la proportion de fibres dans le tenon sera inférieure à 70% en volume.

Dans un mode de mise en oeuvre de l'invention on ajustera l'indice de réfraction de la résine utilisée par rapport à l'indice de réfraction des fibres. Ainsi, dans le
30 cas où l'indice de réfraction de la résine est trop faible

par rapport à celui des fibres, on augmentera cet indice par adjonction de charges telles que par exemple de la silice amorphe ou d'autres composés tels que certains oxydes et notamment des oxydes métalliques. Dans le cas où
5 l'indice de réfraction de la résine est trop élevé, il sera alors possible de diminuer celui-ci par dilution de la résine de synthèse dans un solvant.

On pourra également ajuster l'indice de réfraction de la résine par rapport à celui des fibres en mélangeant deux
10 résines différentes, compatibles entre elles, et possédant des indices de réfraction relativement éloignés, ce qui permettra d'obtenir, par mélange, un indice de réfraction spécifique souhaité compris entre les limites extrêmes de ces deux résines. Préférentiellement l'une au moins de ces
15 résines aura un indice de réfraction supérieur à celui des fibres. Par ailleurs de façon intéressante l'écart entre l'indice de réfraction des fibres et celui de la résine sera inférieur à 0,15.

La présente invention a également pour objet un
20 procédé de réalisation d'un tenon dentaire du type comportant une âme de fibres radio-opaques s'étendant d'une extrémité à l'autre du tenon et qui sont noyées dans une matrice de résine, caractérisé en ce qu'il comporte les étapes consistant à :

25 - utiliser une quantité de fibres minimale apte à conférer au tenon d'une première part les caractéristiques mécaniques et de seconde part le degré de radio-opacité souhaité,

- utiliser une résine pour constituer la matrice, dont
30 l'indice de réfraction est voisin de l'indice de réfraction

des fibres.

On décrira ci-après, à titre d'exemples non limitatifs, diverses formes d'exécution de la présente invention.

5

EXEMPLE 1

Dans un premier mode de mise en oeuvre de l'invention on a réalisé des tenons dentaires à partir de fibres synthétiques dites de type AR (en langue anglaise "alkali résistant") qui sont des fibres utilisées dans le domaine
10 du bâtiment, en raison de leur bonne résistance chimique à long terme aux attaques acides et alcalines. Cette bonne résistance leur est conférée par le dioxyde de zirconium qu'elles contiennent à raison de 16%. On a constaté que le dioxyde de zirconium confère également à ces fibres la
15 particularité de les rendre radio-opaques lorsqu'elles sont éclairées par un faisceau de rayons X. Leur indice de réfraction est de 1,562 lorsqu'elles sont éclairées par une radiation correspondant à la raie du sodium. A l'aide de ces fibres, on a constitué un jonc composite en utilisant
20 une résine constituée de 55% en poids d'une résine époxy modifiée et de 45% en poids d'un solvant/diluant dont l'indice de réfraction est de 1,546 (Domaine du visible à 20°C). Dans ce jonc les fibres ont été disposées de façon orientée dans le sens longitudinal et de façon continue sur
25 toute la longueur du jonc. Un tel jonc comprenait 64% en volume de fibres et 36% en volume de résine. Ce jonc a ensuite été découpé de façon à former des tenons dentaires d'environ 20 mm de longueur.

On a ensuite testé ces tenons, aussi bien en ce qui
30 concerne leur opacité aux rayons X qu'en ce qui concerne

leur transparence, c'est-à-dire leur capacité de transmettre de l'amont vers l'aval, l'énergie lumineuse nécessaire à la polymérisation d'un adhésif.

On a ainsi soumis une dent pourvue d'un tel tenon à un
5 rayonnement fourni par un appareil de radiologie du type habituellement utilisé dans un cabinet dentaire (75kV, exposition 0,06) et l'on a constaté qu'un tel tenon se distinguait parfaitement sur les épreuves obtenues.

On a ensuite disposé, en extrémité de ce tenon, un
10 adhésif de type photopolymérisable et, autour de sa partie amont, un masque opaque, de façon à n'éclairer avec un appareil approprié, que l'extrémité amont de ce tenon. On a ainsi éclairé cette extrémité pendant une durée de 40 secondes et l'on a constaté que l'adhésif se trouvait
15 totalement polymérisé.

Quant aux propriétés mécaniques des tenons dentaires ainsi obtenues, on a mesuré les valeurs suivantes :

- Contrainte de rupture à la flexion : 1570 MPa
- Module d'élasticité en traction longitudinale : 47 GPa
- 20 - Module d'élasticité en flexion : 49 GPa
- Contrainte de cisaillement interlaminaire : 66 MPa

On constate ainsi que ces propriétés garantissent la grande qualité mécanique de ces tenons.

25

EXEMPLE 2

On a réalisé des tenons à partir de constituants de base identiques aux précédents, en modifiant seulement les proportions de fibres et de résine, et l'on a ainsi utilisé 43% en volume de fibres et 57% en volume de résine.

30

Les tests qui ont été effectués sur ces tenons ont

démontré que leur mise en oeuvre était plus aisée en raison de la meilleure fluidité du produit. On a également constaté que leur transparence était très améliorée par rapport à celle obtenue sur les tenons précédents. Par
5 ailleurs, on a constaté que ces tenons avaient une bonne résistance aux solvants.

Les propriétés mécaniques sont en légère diminution par rapport aux valeurs précédentes, mais restent cependant très satisfaisantes pour les applications souhaitées :

- 10 - Contrainte de rupture à la flexion : 972 MPa
- Module d'élasticité en traction longitudinale : 33 GPa
- Module d'élasticité en flexion : 40 GPa
- Contrainte de cisaillement interlaminaire : 54 MPa

15

EXEMPLE 3

L'une des difficultés de mise en oeuvre de la présente invention réside dans le fait de disposer de fibres et d'une résine qui aient des indices de réfraction très
voisins. Dans le présent mode de mise en oeuvre on a
20 utilisé deux résines de base que l'on a mélangées, l'une de ces résines ayant un indice de réfraction supérieur à celui désiré et l'autre ayant un indice de réfraction inférieur.

On a ainsi utilisé une résine constituée de première part de 45% en poids d'une résine Bisgma dont l'indice de
25 réfraction, mesuré dans le domaine du visible à 25°C, est de 1,550, de seconde part de 45% en poids d'une résine triéthylène glycol diméthacrylate dont l'indice de réfraction, mesuré dans le domaine du visible à 20°C, est de 1,460 et de troisième part de 10% de silice colloïdale.

30 On a obtenu une résine dont l'indice de réfraction est

de 1,510. Une telle résine pourra avantageusement être utilisée avec des fibres dont l'indice de réfraction sera voisin d'une telle valeur.

Par ailleurs on a constaté que l'ajout de silice avait
5 pour effet d'une part de conférer à la résine ou au mélange de résine, un caractère thixotropique, ce qui facilite l'opération d'élaboration du tenon, notamment l'opération de pultrusion ou de moulage, et d'autre part d'augmenter faiblement la valeur de l'indice de réfraction, ce qui
10 permet d'ajuster de façon précise la valeur de celui-ci par rapport à l'indice de réfraction des fibres que l'on souhaite utiliser.

EXEMPLE 4

15 Dans ce mode de mise en oeuvre de l'invention on a réalisé des tenons dentaires en conservant le même type de fibres et en utilisant une résine polyester. Cette résine une fois associée à son diluant avait un indice de réfraction de 1,546 (Domaine du visible à 20°C). Comme
20 précédemment les fibres ont été disposées de façon orientée dans le sens longitudinal et de façon continue sur toute la longueur d'un jonc, et l'on a utilisé 64% en volume de fibres pour 36% en volume de résine. Ce jonc a ensuite été découpé de façon à former des tenons dentaires d'environ 20
25 mm de longueur.

Les tests ont montré une bonne opacité de ces tenons aux rayons X et une bonne transparence, c'est-à-dire une bonne capacité à transmettre de l'amont vers l'aval, l'énergie lumineuse nécessaire à la polymérisation d'un
30 adhésif photopolymérisable.

Quant aux propriétés mécaniques des tenons dentaires ainsi obtenus, on a mesuré les valeurs suivantes :

- Contrainte de rupture à la flexion : 1476 MPa
- Module d'élasticité en traction longitudinale : 41 GPa
- 5 - Module d'élasticité en flexion : 49 GPa
- Contrainte de cisaillement interlaminaire : 68 MPa

On a constaté ainsi que ces valeurs montrent la bonne qualité mécanique de ces tenons.

10

EXEMPLE 5

Dans ce mode de mise en oeuvre de l'invention on a réalisé des tenons dentaires en conservant le même type de fibres et en utilisant une résine époxy du type Bisphénol A associée à un diluant constitué lui-même d'une résine méthacrylate dont l'indice de réfraction était de 1,539 (Domaine du visible à 25°C). Cette résine une fois associée à son diluant avait un indice de réfraction de 1,556 (Domaine du visible à 20°C). Comme dans les exemples précédents les fibres ont été disposées de façon orientée dans le sens longitudinal et de façon continue sur toute la longueur d'un jonc et l'on a utilisé 60% en volume de fibres pour 40% en volume de résine. Ce jonc a ensuite été découpé de façon à former des tenons dentaires d'environ 20 mm de longueur.

25 Les tests ont montré une bonne opacité de ces tenons aux rayons X et une bonne transparence.

Les valeurs mesurées de leurs propriétés mécaniques qui étaient les suivantes :

- Contrainte de rupture à la flexion : 1468 MPa
- 30 - Module d'élasticité en traction longitudinale : 45 GPa

WO 01/08590

PCT/FR00/02183

10

- Module d'élasticité en flexion : 49 GPa
 - Contrainte de cisaillement interlaminaire : 64 MPa
- montrent l'excellente qualité mécanique de ces tenons.

REVENDICATIONS

1.- Tenon dentaire en matériau composite du type comprenant une âme formée de fibres noyées dans une matrice de résine, caractérisé en ce que les fibres qui possèdent
5 un indice de réfraction (n) sont radio-opaques et que l'indice de réfraction (n') de la résine constituant la matrice a une valeur voisine de celle (n) des fibres.

2.- Tenon dentaire suivant la revendication 1 caractérisé en ce que la proportion de fibres dans le tenon
10 est inférieure à 70% en volume.

3.- Tenon dentaire suivant l'une des revendications 1 ou 2 caractérisé en ce que la matrice est constituée d'un mélange d'au moins deux résines.

4.- Tenon dentaire suivant la revendication 3
15 caractérisé en ce que l'une au moins des deux résines a un indice de réfraction supérieur à celui des fibres.

5.- Tenon dentaire suivant la revendication 1 caractérisé en ce que la matrice est constituée d'au moins une résine additionnée d'un solvant.

20 6.- Tenon dentaire suivant la revendication 5 caractérisé en ce que le solvant est constitué d'une résine.

7.- Tenon dentaire suivant l'une des revendications précédentes caractérisé en ce que l'écart entre l'indice de
25 réfraction des fibres et celui de la résine est inférieur à 0,15.

8.- Tenon dentaire suivant l'une des revendications précédentes caractérisé en ce que la matrice comporte des charges, notamment de silice amorphe, ou d'oxydes
30 métalliques.

9.- Procédé de réalisation d'un tenon dentaire du type comportant une âme de fibres radio-opaques s'étendant d'une extrémité à l'autre du tenon et qui sont noyées dans une matrice de résine, caractérisé en ce qu'il comporte les
5 étapes consistant à :

- utiliser une quantité de fibres minimale apte à conférer au tenon d'une première part les caractéristiques mécaniques et de seconde part le degré de radio-opacité souhaité,
- 10 - utiliser une résine pour constituer la matrice, dont l'indice de réfraction est voisin de l'indice de réfraction des fibres.

10.- Procédé suivant la revendication 9 caractérisé en ce que l'on ajuste l'indice de réfraction de la résine par
15 le mélange de résines d'indice de réfraction différents.

11.- Procédé suivant la revendication 9 ou 10 caractérisé en ce que l'on ajuste l'indice de réfraction de la résine par l'adjonction de charges, notamment de silice amorphe ou d'oxydes métalliques.