(19) RÉPUBLIQUE FRANÇAISE

INSTITUT NATIONAL
DE LA PROPRIÉTÉ INDUSTRIELLE

PARIS

(11) N° de publication : **2 589 350**
(à n'utiliser que pour les commandes de reproduction)

(21) N° d'enregistrement national : **86 15247**

(51) Int Cl⁴ : A 61 C 8/02.

(12) DEMANDE DE BREVET D'INVENTION A1

(22) **Date de dépôt :** 31 octobre 1986.

(30) **Priorité :** JP, 1er novembre 1985, n° 245 429/85.

(43) **Date de la mise à disposition du public de la demande :** BOPI « Brevets » n° 19 du 7 mai 1987.

(60) **Références à d'autres documents nationaux apparentés :**

(71) **Demandeur(s) :** *Société dite : ASAHI KOGAKU KOGYO KABUSHIKI KAISHA.* — JP.

(72) **Inventeur(s) :** Kanichi Seto.

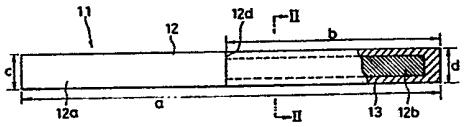
(73) **Titulaire(s) :**

(74) **Mandataire(s) :** Cabinet Beau de Loménie.

(54) Tige pour le traitement dentaire par implantation dans l'os.

(57) L'invention concerne une tige pour traitement dentaire par implantation d'une dent dans le maxillaire.

Selon l'invention, un noyau métallique 12 est revêtu sur une portion d'extrémité 12*b* par de l'hydroxyapatite 13, $Ca_{10}(PO_4)_6(OH)_2$, et enfoncé dans le maxillaire. L'autre extrémité 12*a* est cimentée dans le canal de racine de la dent.



FR 2 589 350 - A1

Vente des fascicules à l'IMPRIMERIE NATIONALE, 27, rue de la Convention — 75732 PARIS CEDEX 15

La présente invention concerne une tige pour le traitement dentaire à utiliser dans un procédé d'implantation dans la dent et dans l'os.

Le procédé d'implantation dans la dent et dans l'os est un traitement dentaire destiné à maintenir et stabiliser une dent qui bouge par insertion d'une tige qui s'étend de l'intérieur de la dent oscillante à l'intérieur de l'os. Le procédé est appliqué pour maintenir et stabiliser une dent qui a du flottement en raison d'une maladie périphérique de dent marginale et pour stabiliser une dent qui a été raccourcie parce que sa racine a cassé ou parce que l'extrémité de sa racine a été coupée.

Comme une tige métallique est utilisée de manière classique comme tige de traitement dentaire à utiliser dans le procédé d'implantation dans la dent et dans l'os, on a rencontré des problèmes inévitables tels que la corrosion de la tige et l'élution des ions métalliques dans l'organisme. On recherche donc des matériaux plus appropriés pour la tige.

Récemment, on a mis au point et utilisé une tige de traitement dentaire faite d'alumine monocristalline car elle est physiquement et chimiquement stable et possède une bonne affinité pour l'organisme.

Cette tige de traitement dentaire en alumine monocristalline, cependant, n'a pas encore une affinité suffisante pour l'organisme. La tige d'alumine monocristalline peut devenir fragile, par rapport à une tige métallique, de sorte que la tige est susceptible d'avoir une résistance insuffisante à un choc violent.

Un objet de la présente invention est de résoudre les problèmes ci-dessus de la technique antérieure et de proposer une tige de traitement dentaire qui a une bonne affinité pour l'organisme et possède une résistance suffisante contre un choc violent.

L'invention peut être résumée comme une tige de traitement dentaire d'un métal qui est revêtue à une extrémité par de l'hydroxyapatite, $Ca_{10}(PO_4)_6(OH)_2$, qui a les mêmes composants que l'os humain et possède donc une affinité accrue pour le tissu humain.

L'invention sera mieux comprise à la lecture de la description qui va suivre en référence aux dessins annexés, dans lesquels :

-La figure 1 est une coupe partiellement éclatée représentant un mode de mise en oeuvre de la tige pour le traitement dentaire selon la présente invention ;

- la figure 2 est une coupe transversale le long de la ligne II-II de la figure 1 ;

- la figure 3 est une vue en coupe partiellement éclatée représentant un autre mode de mise en oeuvre de la tige pour le traitement dentaire selon la présente invention ; et

- la figure 4 est une coupe transversale représentant un exemple d'utilisation de la tige pour le traitement dentaire selon la présente invention.

La présente invention a été obtenue en recherchant l'utilisation d'hydroxyapatite, $Ca_{10}(PO_4)_6(OH)_2$, qui est composée des mêmes composants que l'os humain, pour augmenter l'affinité d'une tige de traitement dentaire pour l'organisme. L'hydroxyapatite est appliquée sur un noyau métallique qui a une résistance supérieure.

Autrement dit, la tige de traitement dentaire selon la présente invention est caractérisée en ce qu'une portion de longueur prédéterminée depuis une extrémité d'un noyau en matériau métallique est revêtue par de l'hydroxyapatite.

En conséquence, lorsque la tige de traitement dentaire est utilisée dans un procédé d'implantation dans la dent et dans l'os, la portion métallique est placée à l'intérieur de la dent et fixée à la dent par un ciment. La portion de la tige dentaire revêtue d'hydroxyapatite dépasse de la racine de la dent pour être placée à l'intérieur de l'os. En conséquence, la portion revêtue d'hydroxyapatite est en liaison directe avec les tissus périphériques par suite de son affinité pour l'organisme et fixée avec ceux-ci. Donc, une dent oscillante, ou analogue, ayant un défaut dans la portion de sa racine peut être maintenue et stabilisée de manière sûre. Le matériau du noyau est un métal ayant une rigidité supérieure, comparée à celle des céramiques ou matériaux analogues, de sorte

qu'il présente l'avantage que l'on peut obtenir une résistance suffisante même contre un choc violent. En outre, la mise en oeuvre telle qu'un découpage ou analogues, si nécessaire, peut être facilement mise en oeuvre.

Les figures 1 et 2 représentent un mode de mise en oeuvre d'une tige pour traitement dentaire selon l'invention. Une tige 11 pour traitement dentaire comporte un matériau de noyau 12 en acier, par exemple, un acier inoxydable au titane. Le matériau du noyau 12 est de section droite pratiquement circulaire et comprend un gradin 12d entre deux portions d'extrémités 12a et 12b de sorte que la portion d'extrémité 12b a un diamètre plus petit que la portion d'extrémité 12a. La portion d'extrémité de diamètre réduit 12b est revêtue par un matériau de revêtement 13 consistué d'hydroxyapatite. Le matériau de revêtement 13 est formé par application d'hydroxyapatite par projection sous vide, projection cathodique, pulvérisation par plasma, etc. De préférence, l'épaisseur du matériau de revêtement est choisie entre environ 10 µm et 1 mm. La longueur totale a de la tige de traitement dentaire 11 est choisie entre 20 et 30 mm ; la longueur b de la portion revêtue par le matériau de revêtement est choisie entre 10 et 20 mm ; et le diamètre c de la portion d'extrémité 12a est choisi entre 0,5 et 2,5 mm. Le diamètre d de la portion d'extrémité plus petite 12b est inférieur d'environ 0,2 à 0,3 mm à celui de la portion d'extrémité plus grosse c. La tige 11 a en général une forme légèrement effilée. Les gammes ci-dessus des longueurs a et b et des diamètre c et d sont appropriées lorsque l'on considère les longueurs et les dimensions des dents normales et il peut y avoir un inconvénient à la manipulation ou une difficulté dans le traitement si les longueurs et les diamètres de la tige sont extérieurs aux gammes mentionnées ci-dessus.

On décrit maintenant ci-dessous, en référence à la figure 4, un exemple d'utilisation de la tige de traitement dentaire 11.

Dans la figure 4, la tige 11 pour le traitement dentaire est partiellement recouverte par un matériau de revêtement 13 d'hydroxyapatite. La tige 11 est appliquée sur une portion de défaut d'os A dans la gencive B renfermant l'hydroxyapatite poreuse

granulée C dans une pâte de fibrine D au voisinage du maxillaire E sur une portion d'engagement F noyée dans le maxillaire E. Un kyste G existe sur la portion de contact au-dessous de la portion H en contact avec le canal dans la racine dans la zone à remplir avec la pâte de fibrine D et l'hydroxyapatite C. Une portion I extérieure à la gencive définie l'extrémité de la gencive B au-dessous d'une portion J de maintien de la base de la dent.

D'abord, le kyste G est complètement enlevé du maxillaire E. La partie opérée devient la portion de défaut d'os A. Ensuite, le canal de la racine est agrandi avec un alésoir à un diamètre de 1,8 mm et l'intérieur du canal de racine est suffisamment irrigué et désinfecté. La tige 11 est d'abord insérée dans le canal de racine pour confirmer les conditions. Ensuite, on applique un ciment de carboxylate sur la tige 11 dans la portion H en contact dans le canal de racine. En même temps, on retire l'excès de ciment adhérant à la portion de revêtement 13 d'hydroxyapatite. La tige 11 est à nouveau insérée à l'intérieur du canal de racine et entraînée dans le maxillaire E en utilisant un ciseau hémostatique et un maillet. La portion de défaut d'os A est remplie avec un mélange d'hydroxyapatite granulée C et de fibrine et l'on y ajoute de la thrombine pour former la pâte de fibrine D afin de fixer avec celle-ci l'hydroxyapatite granulée C. Ensuite, on coud la gencive B pour terminer l'opération. En conséquence, la portion d'engagement F de la tige 11 enrobée dans le maxillaire est placée à l'intérieur du maxillaire E, la portion G en contact avec le kyste est placée à l'intérieur de la portion A de défaut d'os, la portion H en contact dans le canal de racine est placée à l'intérieur du canal de racine et la portion J de support de la base de dent est placée à une portion correspondant à une couronne. Donc, lorsque la tige 11 a été insérée dans la dent et l'os, l'hydroxyapatite granulée C dans le kyste, la portion de revêtement d'hydroxyapatite 13 de la tige 11 et un os nouvellement formé sont liés chimiquement les uns aux autres en un tout en produisant ainsi une force de fixation puissante. D'autre part, comme elles sont faites d'un matériau métallique, la portion H en contact avec le canal de racine et la portion J de support de la base de dent ont une résistance et une ouvrabilité suffisantes.

La figure 3 représente un autre mode de mise oeuvre de la tige pour traitement dentaire selon la présente invention. Dans la tige de traitement dentaire 11 de ce mode de mise en oeuvre, des sillons annulaires 12c sont formés à la périphérie extérieure d'une portion d'extrémité 12a d'un matériau de noyau 12 sur laquelle le métal est exposé. La portion 12b revêtue avec le matériau de revêtement d'hydroxyapatite 13 est légèrement effilée vers sa portion d'extrémité avant 12e. Dans cette tige 11, la fixation par le ciment dans l'intérieur est rendue plus forte. La figure 4 représente la tige dentaire 11 de la figure 3 dans sa disposition finale par rapport à une dent K, à la gencive B et au maxillaire E. La disposition illustrée s'applique également à la tige dentaire de la figure 2.

Bien que la tige 11 ait été illustrée sous la forme d'une barre de section droite ronde dans chacun des modes de mise en oeuvre mentionné ci-dessus, la tige 11 peut être de section droite carrée dans sa totalité. En outre, bien que la tige 11 ait été illustrée comme effilée vers son extrémité dans chacun des modes de mise en oeuvre ci-desus, il n'est pas toujours nécessaire d'effiler la tige.

Selon la présente invention, comme décrit ci-dessus, l'une des portions d'extrémité du matériau de noyau métallique est revêtue par de l'hydroxyapatite de manière à fixer la portion métallique exposée à l'intérieur de la dent et de placer la portion revêtue d'hydroxyapatite à l'intérieur de l'os, de sorte que la portion revêtue et les tissus osseux soient solidement reliés entre eux en raison de l'affinité de l'hydroxyapatite pour le tissu vivant. Il est donc possible de maintenir la dent de manière fixe. En outre, comme la portion enrobée dans le tissu osseux est revêtue d'hydroxyapatite, il n'y a pas de problèmes de corrosion, d'élution d'ions métalliques, etc. dans l'organisme. En outre, comme le matériau de noyau est fait d'un métal doué d'une rigidité supérieure, il est possible d'obtenir une résistance suffisante contre un choc violent et une bonne ouvrabilité.

Il est entendu que l'invention n'est pas limitée aux modes de réalisation préférés décrits ci-dessus à titre d'illustration et que l'homme de l'art peut y apporter diverses modifications et divers changements sans toutefois s'écarter du cadre et de l'esprit de l'invention.

REVENDICATIONS

1. Tige de traitement dentaire pour fixer une dent dans un os, caractérisée en ce qu'elle comprend :

- un noyau métallique allongé (12) en contact avec l'intérieur de la dent ; et

- un revêtement d'hydroxyapatite (13) sur la surface dudit noyau métallique (12) en contact avec l'os.

2. Tige de traitement dentaire selon la revendication 1, caractérisée en ce que le revêtement d'hydroxyapatite (13) recouvre une première portion d'extrémité (12b) de longueur prédéterminée (b) de ladite tige et est en contact avec ledit os et en ce qu'une seconde portion d'extrémité (12a) de ladite tige sans ledit revêtement d'hydroxoapatite est en contact avec ladite dent.

3. Tige de traitement dentaire selon la revendication 2, caractérisée en ce que ladite tige a une section droite circulaire d'un diamètre de 1,5 à 2,5 mm, une longueur totale (a) de 20-30 mm et ladite première portion d'extrémité (12b) recouverte par ladite hydroxyapatite (13) a une longueur (b) de 10-20 mm.

4. Tige de traitement dentaire selon la revendication 2, caractérisée en ce que ladite première portion d'extrémité est effilée vers son extrémité libre.

5. Tige de traitement dentaire selon la revendication 3, caractérisée en ce que ladite première portion d'extrémité est effilée vers son extrémité libre.

6. Tige de traitement dentaire selon la revendication 2, caractérisée en ce que ladite première portion d'extrémité comprend une série de sillons continus périphériques (12c).

7. Tige de traitement dentaire selon la revendication 2, caractérisée en ce qu'elle comprend en outre un gradin (12d) entre lesdites première et seconde portions d'extrémités dudit métal de 0,2-0,3 mm, ladite première portion d'extrémité ayant une section droite plus petite que ladite seconde portion d'extrémité.

FIG. 1

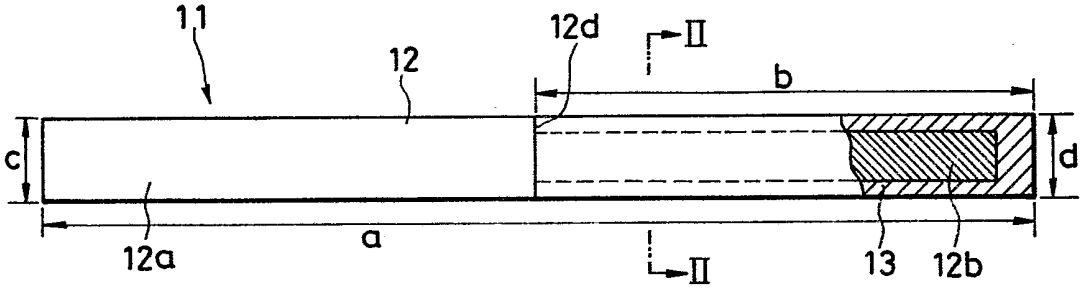


FIG. 2

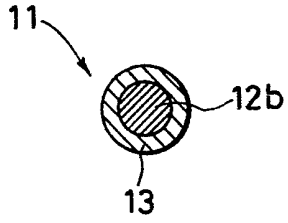


FIG. 3

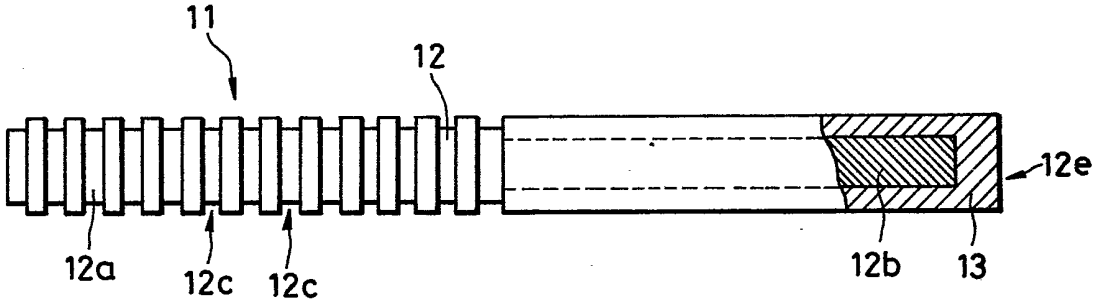


FIG. 4

