

①9 RÉPUBLIQUE FRANÇAISE  
INSTITUT NATIONAL  
DE LA PROPRIÉTÉ INDUSTRIELLE  
PARIS

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

**2 863 479**

②1 N° d'enregistrement national : **03 14474**

⑤1 Int Cl<sup>7</sup> : A 61 C 13/30

①2

## DEMANDE DE BREVET D'INVENTION

**A1**

②2 Date de dépôt : 10.12.03.

③0 Priorité :

④3 Date de mise à la disposition du public de la demande : 17.06.05 Bulletin 05/24.

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

⑥0 Références à d'autres documents nationaux apparentés :

⑦1 Demandeur(s) : REYNAUD PIERRE LUC — FR et  
CHU MANH QUYNH — FR.

⑦2 Inventeur(s) : REYNAUD PIERRE LUC et CHU  
MANH QUYNH.

⑦3 Titulaire(s) :

⑦4 Mandataire(s) : CABINET GUIU ET BRUDER.

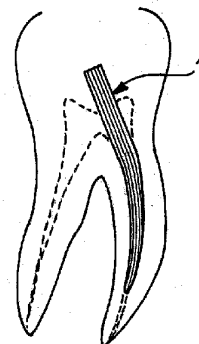
⑤4 TENON DE RESTAURATION DENTAIRE.

⑤7 La présente invention concerne un tenon dentaire à structure de type composite constitué d'une âme formée de fibres longues s'étendant d'une extrémité à l'autre du tenon, qui est noyée dans une matrice rigide.

Ce tenon dentaire est caractérisé en ce que :

- la matrice est constituée d'un polymère du type à mémoire de forme, à savoir un polymère présentant un état vitreux et un état caoutchouteux, la transition entre ces deux états sous l'effet de la variation d'un paramètre, ou stimulus, étant rapide et le module d'élasticité à l'état vitreux étant au moins cinquante fois plus grand que le module d'élasticité à l'état caoutchouteux,

- la valeur du stimulus pour laquelle le polymère passe d'un état vitreux à un état caoutchouteux se situe au delà, ou en deçà, de la valeur du paramètre correspondant à ce stimulus existant au niveau du tenon dans la bouche du patient suivant que l'état caoutchouteux se trouve au delà ou en deçà de l'état vitreux pour ce stimulus. (fig.4)



**FR 2 863 479 - A1**



La présente invention concerne un tenon de restauration dentaire apte à prendre, sous l'action d'un stimulus externe, une souplesse telle qu'elle lui permette de prendre place dans un canal radiculaire courbe d'une dent et de reprendre une fois en place sa rigidité initiale de façon à assurer son maintien dans cette cavité.

A l'origine on a réalisé les tenons dentaires en métal afin qu'ils puissent résister aux contraintes mécaniques élevées auxquelles ils sont soumis en cours d'utilisation. En raison de leur nature métallique ces tenons présentent un certain nombre d'inconvénients liés certains à des phénomènes de corrosion et d'autres à leur trop grande résistance (module d'élasticité) par rapport à la résistance propre de la dentine dans laquelle ils sont implantés, notamment dans le sens transversal, et qui les conduisent parfois à se desceller et/ou à entraîner une fracture de la racine.

Afin d'éviter ce type d'inconvénients, on a proposé de réaliser des tenons possédant une grande résistance mécanique dans le sens longitudinal afin qu'ils puissent résister aux efforts importants auxquels ils sont soumis en cours d'utilisation tout en possédant, une résistance (module d'élasticité) beaucoup plus faible, voisine de celle de la dentine, dans le sens transversal, ce qui permet d'éviter leur descellement intempestif. On a obtenu un tel résultat en réalisant des tenons dentaires non plus en métal mais en matériau composite, c'est-à-dire constitués d'une âme formée de fibres, notamment des fibres de carbone, équitendues enrobées dans une matrice support de résine biocompatible. Le brevet européen EP-B-0 432 001 décrit un tel tenon et son procédé de fabrication.

Cependant les tenons, qu'ils soient réalisés en métal ou en matériau composite, doivent être suffisamment rigides pour résister aux efforts précédemment mentionnés, ce qui interdit de leur conférer une souplesse telle qu'il leur soit possible d'épouser la forme courbe de certains canaux radiculaires tels que ceux par exemple des molaires. C'est pourquoi on a proposé dans l'état antérieur de la technique, de faire appel à des tenons en matériau composite constitués de polymères non polymérisés, ou peu polymérisés, ce qui leur confère une souplesse permettant leur introduction facile dans un canal radiculaire courbe. Une fois le tenon en place on assure une polymérisation de sa matrice support, notamment par l'action d'un éclaircissement de longueur d'onde approprié, conférant ainsi au tenon en place dans le canal de la dent la rigidité qui lui est nécessaire pour résister aux efforts auxquels il est soumis en cours d'utilisation.

Un inconvénient de tels tenons est que le praticien n'est jamais sûr que la polymérisation à laquelle il a soumis le monomère a été réalisée de façon totale à 100%, si bien qu'il subsiste un risque qu'il existe à l'intérieur du canal radiculaire une quantité de monomère non encore polymérisé ce qui est dangereux au niveau de l'asepsie.

La présente invention a ainsi pour but de remédier à ces inconvénients en proposant un élément prothétique et notamment un tenon dentaire réalisé dans un matériau composite totalement polymérisé et néanmoins apte à être, du moins dans un premier temps, suffisamment souple pour épouser la forme d'un canal radiculaire courbe ou toute autre cavité de celle-ci et dans un second temps, une fois

en place, suffisamment rigide pour assurer les fonctions mécaniques auxquelles il est soumis.

La présente invention a ainsi pour objet un tenon dentaire à structure de type composite constitué d'une âme  
5 formée de fibres longues s'étendant d'une extrémité à l'autre du tenon, qui est noyée dans une matrice rigide, caractérisé en ce que:

- la matrice est constituée d'un polymère du type à mémoire de forme, à savoir un polymère présentant un état  
10 vitreux et un état caoutchouteux, la transition entre ces deux états sous l'effet de la variation d'un paramètre, ou stimulus, étant rapide et le module d'élasticité à l'état vitreux étant au moins cent fois plus grand que le module d'élasticité à l'état caoutchouteux,

15 - la valeur du stimulus pour laquelle le polymère passe d'un état vitreux à un état caoutchouteux se situe au delà, ou en deçà, de la valeur du paramètre correspondant à ce stimulus existant au niveau du tenon dans la bouche du patient suivant que l'état caoutchouteux se trouve au delà  
20 ou en deçà de l'état vitreux pour ce stimulus.

Préférentiellement le degré de conversion du polymère sera d'au moins 80%.

Le stimulus pourra être constitué d'une élévation de température et la valeur du stimulus pour laquelle le  
25 polymère passera d'un état vitreux à un état caoutchouteux se situera au delà de la valeur du paramètre correspondant à ce stimulus existant au niveau du tenon dans la bouche du patient. La température de transition vitreuse du polymère à mémoire de forme sera alors préférentiellement voisine  
30 de 45°C. Le stimulus pourra être également constitué par

l'application d'un flux, notamment électrique ou lumineux, de longueur d'onde déterminée ou par une variation de pH.

On décrira ci-après, à titre d'exemple non limitatif, diverses formes d'exécution de la présente invention, en  
5 référence au dessin annexé sur lequel :

La figure 1 est un diagramme de principe représentant la variation du module d'élasticité E d'un polymère à mémoire de forme en fonction de la température.

Les figures 2 à 4 représentent trois phases de la mise  
10 en place d'un tenon selon la présente invention dans une première molaire inférieure.

On décrira ci-après un mode de mise en œuvre de la présente invention et plus particulièrement la mise en place d'un tenon dans un canal radiculaire courbe d'une  
15 dent, tel que par exemple celui de la première molaire inférieure.

Un tel tenon 1 est essentiellement constitué d'une âme destinée à lui conférer une rigidité importante dans le sens longitudinal qui est à cet effet par exemple formée  
20 d'un faisceau de fibres 4, telles que des fibres de carbone ou de verre qui sont équitendues d'une extrémité à l'autre du tenon, cette âme étant noyée dans une matrice 5 constituée d'une résine polymérisée. A l'inverse de certains tenons de l'état antérieur de la technique, cette  
25 résine est polymérisée en cours de fabrication à 100 % ce qui donne l'assurance qu'il ne peut exister dans le tenon de résidus polluants non polymérisés.

La résine polymérisée sera constituée d'un polymère dit à effet mémoire. On désignera ainsi les polymères qui,  
30 de façon connue, présentent un état vitreux et un état caoutchouteux dans lesquels la transition entre ces deux états s'effectue de façon rapide dans un faible intervalle

de température, et dans lesquels le module d'élasticité à l'état vitreux est environ de 100 à 1000 fois supérieur au module d'élasticité à l'état caoutchouteux.

On a ainsi représenté sur la figure 1 une courbe schématique montrant la variation du module d'élasticité d'un tel polymère en fonction de la température. On constate ainsi sur cette courbe qu'en dessous d'une température  $T_v$  dite de transition vitreuse, le module d'élasticité  $E$  du matériau présente une certaine valeur  $E_v$  correspondant à une rigidité importante de celui-ci. Dès que la température augmente et dépasse la température de transition vitreuse  $T_v$  on constate que le module d'élasticité chute brusquement et atteint, à une température  $T_{c1}$ , une valeur de module d'élasticité palier  $E_c$  très inférieure à celle du module d'élasticité  $E_v$  dans lequel le matériau se trouve à l'état caoutchouteux. Il conserve cet état jusqu'à une température maximale  $T_{c2}$  au-delà de laquelle il perd toute consistance.

Si l'on fait appel à un matériau polymère dont la température de transition vitreuse  $T_v$  se situe à environ 45°C et que l'on utilise ce matériau pour constituer la matrice dans laquelle l'âme du tenon constitué de fibres équitendues est noyée, on constate que le tenon conserve sa rigidité lorsqu'il est en place dans la bouche du patient puisqu'en tout état de cause, la température à laquelle le matériau polymère à effet mémoire est soumis, est inférieure à sa température de transition vitreuse.

Lorsque que l'on souhaite implanter un tel tenon dentaire dans la bouche du patient, on chauffe alors le tenon à une température comprise entre les températures extrêmes du palier inférieur à savoir  $T_{c1}$  et  $T_{c2}$ . Dès lors

le matériau polymère se trouve dans un état caoutchouteux si bien que sa rigidité est très inférieure à sa rigidité normale d'utilisation et lorsque l'on dispose un tel tenon dans le canal radiculaire de la dent, il épouse sans  
5 difficulté la forme courbe interne de celui-ci. Une fois le tenon mis en place, il se refroidit progressivement au contact de la dentine pour atteindre une température inférieure à la température de transition vitreuse  $T_v$  et retrouve ainsi son module d'élasticité supérieur  $E_v$  lui  
10 conférant ainsi la rigidité qui lui est nécessaire pour résister aux contraintes auxquelles il est soumis en cours d'utilisation.

Lorsque le praticien souhaite, notamment pour des raisons cliniques, ôter un tel tenon, contrairement aux  
15 tenons de l'état antérieur de la technique, il n'est pas contraint de procéder à la destruction de celui-ci, risquant ainsi de ce fait de causer des dommages au canal radiculaire de la dent. Suivant l'invention, il lui suffit d'appliquer au tenon un stimulus externe consistant à  
20 porter sa température à une température supérieure au seuil de transition vitreuse  $T_v$  faisant ainsi passer la matrice du tenon de l'état vitreux à l'état caoutchouteux et permettant ainsi à celui-ci de recouvrer une souplesse suffisante pour lui permettre d'être extrait facilement du  
25 canal radiculaire.

Bien entendu le stimulus externe appliqué au polymère à effet mémoire peut faire appel à tout autre paramètre que la température. Il peut notamment être constitué par une radiation constituée d'un éclaircissement à une longueur d'onde  
30 déterminée, par une variation de paramètres chimiques tel que par exemple le pH, ou une stimulation électrique.

Les stimuli permettant de faire passer le polymère à effet mémoire du module d'élasticité supérieur  $E_v$  au module d'élasticité inférieure  $E_c$  peuvent être combinés entre eux et on retiendra sur ce point comme particulièrement intéressant la combinaison du paramètre température avec  
5 celui de rayonnement.

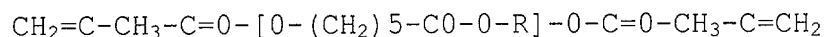
Il serait ainsi possible suivant l'invention, en combinant le paramètre température et le paramètre rayonnement, d'obtenir des courbes de variation du module d'élasticité en fonction de l'un de ces paramètres et  
10 notamment de la température différent de celui représenté sur la figure 1. On pourrait, également faire appel à un polymère à effet mémoire dont la température de transition vitreuse  $T_v$  serait inférieure à la température de la dentine du patient dans la mesure où, pour déclencher le passage d'un module d'élasticité supérieur  $E_{1v}$  à un module d'élasticité supérieur  $E_{1c}$  il est nécessaire en plus de l'élévation de température de soumettre le produit à un rayonnement ce qui présenterait d'une part l'avantage de ne  
15 pas avoir à soumettre le tenon dentaire à des températures relativement élevées et d'autre part d'améliorer la sécurité du maintien du tenon à l'intérieur du canal radiculaire même dans l'hypothèse où le tenon serait soumis à des températures plus importantes que la température de transition vitreuse prise en compte dans l'exemple  
20 représenté sur la figure 1.

On décrira ci-après plusieurs exemples de mise en œuvre de la présente invention.

#### PREMIER EXEMPLE DE REALISATION

30 On fera appel pour ce faire à des oligocaprolactones  $\alpha\omega$  dihydroxylés de masse moyenne en nombre 2000 et 10000

Da qui sont transformés en diméthacrylates par réaction avec le chlorure de méthacryloyle. La formule chimique de ces oligomères est la suivante :



5 Ces oligomères sont réticulés par voie chimique avec de l'acrylate de butyle par exemple, ce qui permet de faire varier la température de cristallisation des segments polycaprolactone mais aussi le module d'élastique E. Le polymère ainsi obtenu permet d'obtenir un module  
10 d'élasticité de l'état vitreux 100 fois plus élevé que le module de l'état caoutchoutique.

Un tenon dentaire en matériau composite à partir de ces oligomères est réalisé en incorporant des fibres de quartz (composition en  $\text{SiO}_2 > 98\%$ ). Le procédé de pultrusion  
15 permet d'obtenir un profilé de section droite circulaire qui sera ensuite usiné pour donner un tenon de forme conique. Le matériau est rendu souple par chauffage à  $70^\circ\text{C}$  et peut être mis en forme à volonté. Des tenons dentaires pour la reconstitution des dents dépulpées sont ainsi  
20 réalisés. Le matériau recouvre sa caractéristique de rigidité originale lorsqu'on le refroidit par sa mise en place dans le canal radiculaire de la dent.

#### SECOND EXEMPLE DE REALISATION

Dans un second exemple de réalisation de la présente  
25 invention, on remplacera les fibres de quartz du tenon par des fibres en polypropylène de façon à obtenir un matériau plus élastique possédant une extension possible jusqu'à 50%.

## TROISIEME EXEMPLE DE REALISATION

On pourra également faire appel pour constituer la matrice du tenon à des élastomères thermoplastiques, notamment des polyuréthanes à effet mémoire de forme.

5 On sait que de tels polyuréthanes sont obtenus par condensation d'un macrodiol et d'un diisocyanate, l'augmentation de la masse moléculaire étant réalisée par addition d'un diol de faible masse. On sait que ces polymères sont caractérisés par deux transitions, à savoir  
10 celle du macrodiol (transition vitreuse ou cristalline) et celle de la phase rigide du polyuréthane du diol de faible masse.

Ainsi les polycaprolactones-diols de masse comprise entre 2000 et 8000 Da agissent comme segment souple,  
15 condensent avec du diphenyl diisocyanate en excès et le butane diol et agissent comme segment rigide assurant la stabilité de la forme intermédiaire. De tels polyuréthanes peuvent supporter des déformations temporaires de 100 à 600%.

20 De telles déformations temporaires procurent un avantage intéressant, à savoir réduire au maximum le diamètre ou la section du matériau dans sa forme intermédiaire. Dans cet exemple de mise en œuvre l'âme du tenon pourra être constituée de fibres de verre enrichies  
25 d'oxyde de zirconium.

Les tenons en matériau composite ainsi obtenus peuvent se mettre en forme dans la phase intermédiaire ou temporaire à 55°C-65°C. La raideur initiale est recouverte à une température de 30°C-35°C. Ils pourront être utilisés  
30 comme matériau renforçant un bridge en résine ou en composite.

## QUATRIEME EXEMPLE DE REALISATION

Le tenon en matériau composite sera formé d'une âme réalisée en fibres de verre et d'une matrice en résine de type thermoplastique notamment en polyester saturé  
5 polybutylène téréphtalate (PBTP), polyoxyméthylène (POM), ou polyacrylique (PMMA), le procédé d'obtention étant préférablement la pultrusion.

On a constaté que la température de transition vitreuse était de l'ordre de 60 à 75°C.

## REVENDICATIONS

1- Tenon dentaire à structure de type composite constitué d'une âme formée de fibres longues s'étendant  
5 d'une extrémité à l'autre du tenon, qui est noyée dans une matrice rigide, caractérisé en ce que:

- la matrice est constituée d'un polymère du type à mémoire de forme, à savoir un polymère présentant un état vitreux et un état caoutchouteux, la transition entre ces  
10 deux états sous l'effet de la variation d'un paramètre, ou stimulus, étant rapide et le module d'élasticité à l'état vitreux étant au moins cinquante fois plus grand que le module d'élasticité à l'état caoutchouteux,

- la valeur du stimulus pour laquelle le polymère  
15 passe d'un état vitreux à un état caoutchouteux se situe au delà, ou en deçà, de la valeur du paramètre correspondant à ce stimulus existant au niveau du tenon dans la bouche du patient suivant que l'état caoutchouteux se trouve au delà ou en deçà de l'état vitreux pour ce stimulus.

20 2- Tenon suivant la revendication 1 caractérisé en ce que le degré de polymérisation du polymère est d'au moins 70%.

25 3- Tenon suivant la revendication 1 caractérisé en ce que le stimulus est constitué d'une élévation de température, et la valeur du stimulus pour laquelle le polymère passe d'un état vitreux à un état caoutchouteux se situe au delà de la valeur du paramètre correspondant à ce stimulus existant au niveau du tenon dans la bouche du patient.

4- Tenon suivant la revendication 3 caractérisé en ce que la température de transition vitreuse ( $T_v$ ) du polymère est voisine de 45°C.

5 5- Tenon suivant l'une des revendications 1 ou 2 caractérisé en ce que le stimulus est constitué par l'application d'un flux, notamment lumineux, de longueur d'onde déterminée.

6- Tenon suivant l'une des revendications 1 ou 2 caractérisé en ce que le stimulus est constitué par l'application d'une variation de pH.

7- Tenon suivant l'une des revendications 1 ou 2 caractérisé en ce que le stimulus est constitué par l'application d'une impulsion électrique.

8- Tenon suivant l'une des revendications précédentes caractérisé en ce que le polymère du type à mémoire de forme est obtenu à partir d'oligocaprolactone  $\alpha\omega$  dihydroxylé.

9- Tenon suivant l'une des revendications 1 à 4 caractérisé en ce que le polymère du type à mémoire de forme est obtenu à partir de polycaprolactone-diol de masse comprise entre 2000 et 8000 Da.

10- Tenon suivant la revendication 9 caractérisé en ce que le polymère du type à mémoire de forme est un polyuréthane à base de polycaprolactone-diol.

1/1

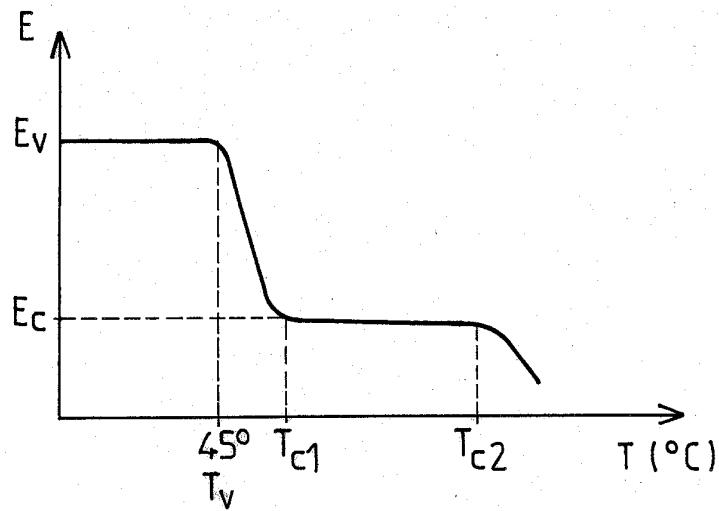


FIG.1

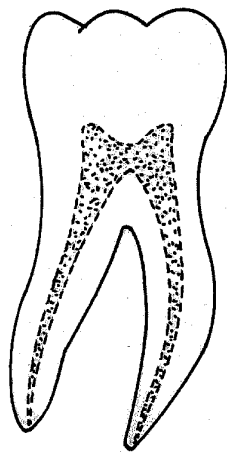


FIG.2

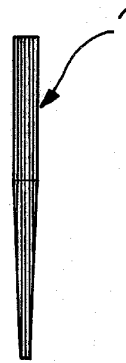


FIG.3

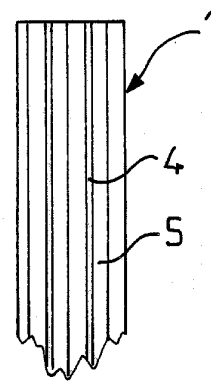


FIG.3a

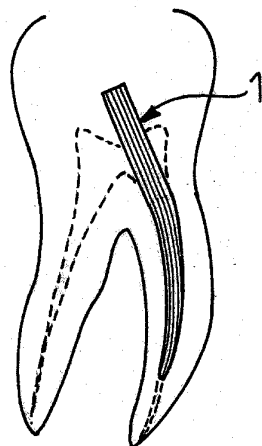


FIG.4



**RAPPORT DE RECHERCHE  
PRÉLIMINAIRE**

établi sur la base des dernières revendications  
déposées avant le commencement de la recherche

N° d'enregistrement  
national

FA 644674  
FR 0314474

DOCUMENTS CONSIDÉRÉS COMME PERTINENTS		Revendication(s) concernée(s)	Classement attribué à l'invention par l'INPI
Catégorie	Citation du document avec indication, en cas de besoin, des parties pertinentes		
D,A	EP 0 432 001 A (REYNAUD MARC ; REYNAUD PIERRE LUC (FR); DURET FRANCOIS (FR); DURET BER) 12 juin 1991 (1991-06-12) * figure 1 * * revendications *	1-10	A61C13/30
A	----- US 5 635 545 A (UBEL III F ANDREW ET AL) 3 juin 1997 (1997-06-03) * colonne 6, ligne 44 - ligne 46 * * exemples * * revendications *	1-10	
A	----- FR 2 641 697 A (DURET BERNARD ; DURET FRANCOIS (FR); REYNAUD MARC (FR); REYNAUD JEAN L) 20 juillet 1990 (1990-07-20) * revendications *	1-10	
A	----- DATABASE WPI Section PQ, Week 199827 Derwent Publications Ltd., London, GB; Class P32, AN 1998-310487 XP002289269 & RU 2 094 026 C1 (NOVOKUZNT DOCTORS TRAINING INST) 27 octobre 1997 (1997-10-27) * abrégé *	1-10	
			DOMAINES TECHNIQUES RECHERCHÉS (Int.CL.7)
			A61C A61K
		Date d'achèvement de la recherche	Examineur
		21 juillet 2004	Thornton, S
CATÉGORIE DES DOCUMENTS CITÉS		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	
X : particulièrement pertinent à lui seul Y : particulièrement pertinent en combinaison avec un autre document de la même catégorie A : arrière-plan technologique O : divulgation non-écrite P : document intercalaire			

**ANNEXE AU RAPPORT DE RECHERCHE PRÉLIMINAIRE  
RELATIF A LA DEMANDE DE BREVET FRANÇAIS NO. FR 0314474 FA 644674**

La présente annexe indique les membres de la famille de brevets relatifs aux documents brevets cités dans le rapport de recherche préliminaire visé ci-dessus.

Les dits membres sont contenus au fichier informatique de l'Office européen des brevets à la date du 21-07-2004

Les renseignements fournis sont donnés à titre indicatif et n'engagent pas la responsabilité de l'Office européen des brevets, ni de l'Administration française

Document brevet cité au rapport de recherche		Date de publication	Membre(s) de la famille de brevet(s)	Date de publication
EP 0432001	A	12-06-1991	FR 2654612 A1	24-05-1991
			AT 133848 T	15-02-1996
			CA 2068877 A1	21-05-1991
			DE 69025290 D1	21-03-1996
			DE 69025290 T2	14-08-1996
			DK 432001 T3	10-06-1996
			EP 0432001 A1	12-06-1991
			ES 2085341 T3	01-06-1996
			WO 9107142 A1	30-05-1991
			JP 2754092 B2	20-05-1998
			JP 5505316 T	12-08-1993
			US 5328372 A	12-07-1994
			-----	
US 5635545	A	03-06-1997	US 5403188 A	04-04-1995
			US 6199100 B1	06-03-2001
			US 5591786 A	07-01-1997
			US 5709548 A	20-01-1998
			AU 635809 B2	01-04-1993
			AU 6986291 A	29-08-1991
			BR 9100262 A	22-10-1991
			CA 2034182 A1	24-08-1991
			DE 69004245 D1	02-12-1993
			DE 69101702 D1	19-05-1994
			DE 69111055 D1	10-08-1995
			DK 443269 T3	27-12-1993
			EP 0443269 A1	28-08-1991
			EP 0516711 A1	09-12-1992
			EP 0516751 A1	09-12-1992
			EP 0566221 A2	20-10-1993
			ES 2060075 T3	16-11-1994
			ES 2052374 T3	01-07-1994
			FI 910393 A	24-08-1991
			JP 4211602 A	03-08-1992
			JP 5504499 T	15-07-1993
			JP 5503459 T	10-06-1993
			KR 175148 B1	20-03-1999
NO 910693 A	26-08-1991			
WO 9112775 A1	05-09-1991			
WO 9112776 A1	05-09-1991			
US 5415544 A	16-05-1995			
-----				
FR 2641697	A	20-07-1990	FR 2641697 A1	20-07-1990
-----				
RU 2094026	C1	27-10-1997	AUCUN	
-----				