

⑫

DEMANDE DE BREVET D'INVENTION

A1

⑫ Date de dépôt : 06.02.90.

⑬ Priorité :

⑭ Date de la mise à disposition du public de la demande : 09.08.91 Bulletin 91/32.

⑮ Liste des documents cités dans le rapport de recherche : *Se reporter à la fin du présent fascicule.*

⑯ Références à d'autres documents nationaux apparentés :

⑰ Demandeur(s) : *TECHNOMED INTERNATIONAL
Société anonyme — FR.*

⑱ Inventeur(s) : Blanc Emmanuel, Pereyron Philippe et
Lacoste François.

⑲ Titulaire(s) :

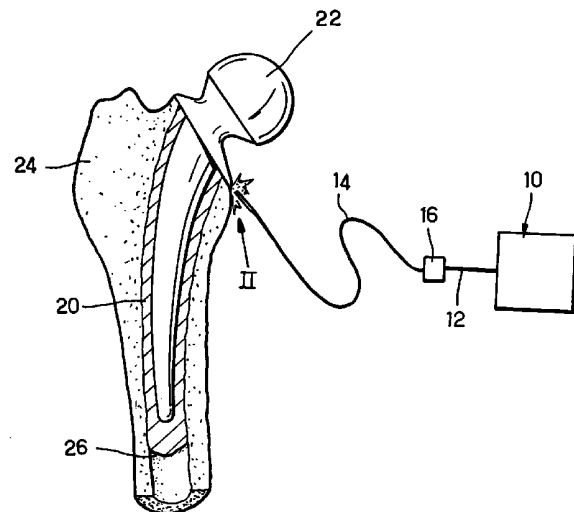
⑳ Mandataire : Cabinet Beau de Loménie.

② Utilisation d'un laser pulsé ne produisant sensiblement pas de dégagement thermique pour la fabrication d'un appareil pour la destruction d'un ciment osseux, endoscope et fibre optique pour sa mise en œuvre.

③ L'invention concerne l'utilisation d'un laser pulsé ne produisant sensiblement pas de dégagement thermique pour la fabrication d'un appareil pour la destruction d'un ciment osseux, notamment un ciment de prothèse, de préférence en milieu sec.

Ce laser pulsé est de préférence un laser pulsé à colorant pompé par flash, ce qui permet d'obtenir un excellent effet de fragmentation de ciment osseux, notamment de ciment de prothèse.

L'invention est donc applicable en orthopédie pour réaliser le retrait de prothèses.



Utilisation d'un laser pulsé ne produisant sensiblement pas de dégagement thermique pour la fabrication d'un appareil pour la destruction d'un ciment osseux, endoscope et fibre optique pour sa mise en oeuvre.

05 On connaît déjà l'emploi de laser pulsé pour la réalisation d'un lithotriptideur pour la destruction de calculs (voir W0-A-86/06269).

 Il est également connu d'utiliser un laser pulsé pour la destruction d'obstructions dans un lumen du corps, en particulier
10 dans un conduit sanguin (Fox, US-4 784 132, US-4 800 876 et US-4 848 336).

 La présente invention concerne le domaine particulier des prothèses orthopédiques. On sait que la mise en place des prothèses orthopédiques est une technique chirurgicale couramment utilisée
15 pour pallier, par exemple, à une déficience du système articulaire.

 On sait qu'il s'agit dans ce cas de remplacer les deux éléments naturels constituant l'articulation par deux éléments artificiels assurant la même fonction.

 L'arthroplastie la plus fréquente concerne le système
20 articulaire de la hanche lors de fractures du col du fémur. Dans ce cas, l'acte chirurgical consiste à ôter la tête du fémur et à pratiquer une cavité dans la diaphyse fémorale. Cette cavité est destinée à recevoir et à fixer la prothèse. La prothèse est ainsi formée d'une tige que l'on place dans cette cavité et d'une tête
25 qui assurera la fonctionnalité naturelle de la tête du fémur.

 A l'opposé, sur l'os de la hanche, est fixée la partie complémentaire de l'articulation, c'est-à-dire un élément hémisphérique destiné à recevoir la tête fémorale.

 Une des difficultés dans cette technique, bien connue à
30 l'homme de l'art, est d'assurer à long terme une bonne fixation de la tige fémorale dans le fémur.

 A l'heure actuelle, deux techniques sont principalement utilisées, à savoir une technique de fixation sans ciment et une technique de fixation avec ciment.

35 La technique de fixation sans ciment nécessite l'ajustement de la cavité fémorale à la forme de la tige fémorale. La

croissance osseuse permettra à moyen terme de lier la prothèse à l'os du fémur.

05 Cette technique présente cependant des risques importants. En effet, lorsque la liaison prothèse/os est réalisée, il devient très difficile, si besoin est, de procéder à un changement de prothèse sans une destruction majeure de structure osseuse. D'autre part, il est encore difficile de garantir à long terme une bonne stabilité de cette liaison.

10 Dans le cadre de la technique de fixation avec ciment, la prothèse est fixée dans la cavité fémorale par un ciment, par exemple composé de polyméthylméthacrylate (en abrégé PMMA). Cette technique est plus ancienne que la précédente et a l'avantage de ne comporter aucune contre-indication contrairement à la technique sans ciment qui ne peut être réalisée que sur des os sains.

15 Cependant, cet acte chirurgical nécessite, après avoir retiré la prothèse, d'éliminer le ciment restant dans la cavité fémorale.

20 Cet acte est délicat et doit être pratiqué avec soin pour éviter les traumatismes osseux et les complications qui en résultent.

25 L'opération est longue et difficile à planifier pour le chirurgien orthopédiste car il lui est difficile de prévoir, lors d'un bilan pré-opératoire, les difficultés qu'il rencontrera au cours de l'acte. Ces complications généralement rencontrées concernent une fracture de l'os cortical, une hémorragie, un risque d'infection postopératoire lié à la difficulté et à la durée de l'acte, une perte et une fragilisation de la substance osseuse ou des dommages neuro-vasculaires.

30 Pour fiabiliser les implantations de prothèses avec ciment, les équipes chirurgicales sont à la recherche d'une solution permettant de retirer le ciment restant dans la cavité médullaire lors d'un changement éventuel de prothèse, sans destruction des tissus voisins (tissus mous ou os), avec précision, avec efficacité et avec facilité.

35 Les instruments actuels ne permettent pas de répondre à ces critères et consistent principalement en des appareils à effet

mécanique qui permettent de percer (forets), de fraiser (fraise rotative), de couper (burin, ciseaux), de casser (marteau), le ciment restant dans la cavité fémorale.

05 Ces instruments ne sont pas d'une utilisation précise ni aisée.

Ces techniques ne sont pas satisfaisantes malgré le savoir-faire développé par les praticiens dans le cadre de techniques opératoires basées sur ces appareils et présentent des risques de traumatisme élevé pour les os.

10 Il a été proposé d'utiliser un laser Nd:YAG à 1 064 nm pour détruire le ciment en délivrant l'énergie du laser localement au contact du ciment afin de le vaporiser par effet thermique (voir Clinical Orthopaedics and Related Research : "Experimental Nd:YAG Laser Disintegration of Methylmethacrylate" de Daniel S. J. CHOY, 15 page 287/288, 1985.

20 Cette technique est intéressante car, grâce à l'échauffement, le ciment est détruit par un phénomène de combustion. Le polyméthylméthacrylate se décompose en vapeur décomposée principalement de monoxyde de carbone, d'hydrogène, de méthane et d'acétylène.

Une limitation importante de l'emploi de ce laser réside dans le fait que le monoxyde de carbone libéré est un produit toxique, tandis que l'hydrogène, le méthane et l'acétylène sont des produits inflammables.

25 Il a été proposé une solution consistant à éliminer le monoxyde de carbone par un système d'aspiration. Cette solution ne peut malgré tout garantir une sécurité totale tandis que les gaz inflammables sont totalement incompatibles avec un milieu chirurgical.

30 En outre, également de manière déterminante, le dégagement de chaleur provoqué par le laser Nd:YAG entraîne une nécrose des tissus mous et osseux avoisinants.

35 Enfin, le laser Nd:YAG n'est pas sélectif car, en raison de sa longueur d'onde, il détruit non seulement le ciment mais également les tissus mous et les structures osseuses avoisinantes.

Son utilisation est donc délicate et demande au chirurgien une précision de manipulation qui est peu compatible avec les difficultés rencontrées dans cet acte chirurgical (accessibilité du champ opératoire, durée de l'acte).

05 La présente invention a donc pour but de résoudre le nouveau problème technique consistant en la fourniture d'une solution permettant la destruction de ciment osseux, notamment de ciment de prothèse sans destruction des tissus voisins (tissus mous ou os), avec précision, avec efficacité et avec facilité.

10 La présente invention a encore pour but de résoudre le nouveau problème technique énoncé ci-dessus, selon une solution qui limite la durée de l'acte chirurgical et ne le rende pas tributaire de complications survenant en cours d'opération telles que ciment peu accessible, résistant, os fragile.

15 La présente invention résout pour la première fois les nouveaux problèmes techniques énoncés ci-dessus d'une manière particulièrement simple, aisée à mettre en oeuvre et utilisable à l'échelle industrielle.

20 Ainsi, selon un premier aspect, la présente invention concerne l'utilisation d'un laser pulsé ne produisant sensiblement pas de dégagement thermique, pour la fabrication d'un appareil pour la destruction d'un ciment osseux, notamment un ciment de prothèse, de préférence hors d'un milieu liquide.

25 Selon un mode de réalisation avantageux de l'invention, ce laser pulsé est un laser pulsé à colorant, de préférence pompé par flash.

30 Selon un mode de réalisation avantageux de l'invention, les ondes pulsées émises par le laser ont une longueur d'onde adaptée à la destruction de ciment osseux sans destruction sensible de l'os environnant, en particulier dans le cas d'un laser à colorant, une longueur d'onde comprise entre 300 nm et 1 000 nm, de préférence entre 500 et 650 nm.

35 Selon un mode de réalisation particulièrement avantageux, la fréquence des impulsions émises par le laser est réglable en particulier entre 1 et 20 Hz.

Selon une autre variante de réalisation particulière de l'invention, l'énergie délivrée par le laser au niveau du ciment, à chaque impulsion, est d'au moins 100 mJ, en particulier comprise entre 100 mJ et 2 à 3 J, de préférence au moins 200 mJ et encore de
05 préférence au moins 300 mJ. La durée d'impulsion est de préférence de l'ordre de 0,05 μ s à quelques μ s, notamment de 1 μ s à 10 μ s et mieux de 1 μ s à 5 μ s.

Selon une autre caractéristique avantageuse de l'invention, l'onde pulsée est transmise du laser au ciment à détruire par
10 l'intermédiaire d'au moins une fibre optique. Avantageusement, le diamètre du coeur de la fibre optique est compris entre environ 100 et environ 1 000 μ m.

Selon une variante de réalisation particulièrement avantageuse, l'énergie délivrée par le laser est adaptée au
15 diamètre de la fibre optique. A en effet, avec des fibres de diamètre plus important on comprend qu'il est possible de transmettre des énergies plus élevées sans risque de destruction de la fibre. En particulier, dans le cas de fibres optiques de diamètre de coeur compris entre 600 et 1 000 μ m, l'énergie délivrée est d'au
20 moins 300 mJ, ce qui conduit à une bonne fragmentation des ciments osseux, et en particulier des ciments à base de ou constitués de PMMA.

Dans le cas de fibres de diamètre de coeur compris entre environ 100 et 600 μ m, de préférence entre 300 et 600 μ m, l'énergie
25 délivrée par le laser est comprise entre 100 et 300 mJ.

A titre de colorant utilisé dans le laser à colorant, il est préféré d'utiliser un colorant du type coumarine ou du type rhodamine. Le coumarine a une longueur d'onde voisine de 500 nm tandis que la rhodamine a une longueur d'onde voisine de 600 nm.

L'invention couvre également un appareil d'orthopédie pour la destruction d'un ciment osseux, notamment d'un ciment de prothèse, caractérisé en ce qu'il comprend un laser pulsé, de préférence un laser pulsé à colorant, encore de préférence pompé par flash équipé d'un dispositif endoscopique ou d'une pièce à
30 main, comprenant au moins une fibre optique de transmission de l'onde pulsée émise par le laser pulsé au ciment à détruire, cet
35

endoscope ou cette pièce à main étant de préférence équipé d'un dispositif de visualisation du champ opératoire et en particulier de la cavité fémorale laissée accessible par le retrait de la prothèse. De préférence, le dispositif de visualisation est à
05 lumière froide.

Selon un mode de réalisation particulier de cet appareil, la ou les fibres optiques ou le faisceau de fibres optiques est équipé d'un écran de protection à l'extrémité distale de la fibre ou du faisceau de fibres, par exemple comprenant un disque en
10 matériau optiquement transparent percé en son centre pour le passage de la fibre ou de l'endoscope ou de la pièce à main, afin d'éviter la projection de fragments hors du champs opératoire qui présente des risques d'infection. Ce matériau optiquement transparent peut être éventuellement pourvu d'un filtre optique
15 coloré destiné à filtrer la longueur d'onde laser potentiellement dangereuse et destiné aussi à éviter d'être ébloui par la lumière du laser. Ce filtre optique coloré peut être inclus dans le matériau lui-même lors de sa fabrication. Un exemple de ce matériau est du Plexiglas.

20 L'appareil selon l'invention peut également comporter un système d'aspiration de fragment.

Des lasers pulsés et à colorant pompés par flash sont couramment disponibles dans le commerce. En outre, Technomed International commercialise actuellement un appareil formant litho-
25 tripteur pour la destruction de calculs en milieu liquide, comprenant un laser pulsé, sous la dénomination commerciale Pulsolith[®]. Ce laser pulsé de l'appareil Pulsolith peut être avantageusement utilisé moyennant certaines modifications relativement à l'augmentation de la puissance du laser, dans le cadre de
30 la destruction de ciment osseux, donc dans le cadre de l'orthopédie. En effet, en lithotripsie, les énergies utilisées en bout de fibres ne dépassent pas 240 mJ. Or, en orthopédie, nous avons vu précédemment que l'énergie en bout de fibre délivrée par le laser est comprise entre 100 mJ et 3 J, de préférence au moins 200 mJ et
35 encore de préférence au moins 300 mJ.

Ainsi, il est nécessaire de modifier le dispositif Pulsolith de manière importante notamment pour adapter les éléments optiques à la puissance transmise et d'utiliser des fibres optiques particulières, en général de plus gros diamètre pouvant
05 atteindre 1 000 μ en diamètre de coeur. Le colorant doit également être d'une qualité parfaite et avantageusement être dopé par une solution de méthanol pour obtenir un meilleur rendement.

Il a en effet été maintenant découvert de manière inattendue que les caractéristiques physiques des lasers pulsés, en
10 particulier des lasers pulsés à colorant, permettaient de détruire de manière remarquable des ciments osseux, notamment des ciments de prothèse, hors milieu liquide, c'est-à-dire avantageusement en milieu sec, grâce à une capacité très élevée de fragmentation d'un ciment osseux, sans provoquer de dégagement de chaleur. On observe
15 par ailleurs une très bonne sélectivité qui permet de ne pas détruire les tissus mous ni la structure osseuse. Dans la description et les revendications, on entend par l'expression "hors milieu liquide", soit un milieu absolument sec (sans aucun liquide), soit un milieu humide résultant de la pulvérisation d'un liquide sur le
20 champ opératoire. Dans ce cas le premier impact pulvérise cette humidité de sorte que les autres impacts ont lieu sur un milieu sec. Il a été observé qu'il n'était pas possible de travailler en milieu liquide, comme dans le cas des calculs urinaires, car la fragmentation se fait mal, ce qui aurait d'ailleurs dissuadé
25 l'homme de l'art d'utiliser les lasers pulsés pour la destruction de ciments osseux.

En outre, les lasers pulsés à colorant permettent d'aboutir à une fragmentation froide en concentrant l'énergie du laser pulsé sur une durée suffisamment brève pour qu'il ne se
30 produise pas d'échange thermique avec la matière.

Le laser pulsé permet ainsi de fragmenter un ciment osseux sans provoquer de dégagement de chaleur et donc sans aboutir à une nécrose des tissus environnants et sans émission de gaz nocifs dangereux, contrairement à ce qui a été obtenu notamment par
35 l'utilisation d'un laser Nd:YAG (1 064 nm) qui était basée

essentiellement sur un échauffement local de la matière provoquant sa combustion.

On comprend que l'interaction de l'émission du laser pulsé avec la matière dépend des caractéristiques optiques de la matière, en particulier l'absorption, la transmission et la reflexion, ainsi que de ses caractéristiques physiques, en particulier conductivité thermique, résistance mécanique.

La capacité de sélectivité du laser pulsé à colorant de l'invention est obtenue par adaptation de la longueur d'onde et de la largeur d'impulsion du laser au matériau cible et par la différence de caractéristiques physiques entre la matière de cible et les matériaux voisins. La largeur d'impulsion dépend principalement des caractéristiques d'alimentation électrique du flash.

La longueur d'onde de l'émission à laser est dépendante du choix du colorant, ce qui offre une grande latitude de choix dans les longueurs d'onde ainsi que d'une grande versatilité dans les possibilités d'adaptation précises de cette longueur d'onde à l'objectif fixé.

Dans le cas d'un retrait de ciment de fixation de prothèse, la sélectivité du laser pulsé à colorant permet au chirurgien de fragmenter le ciment sans atteindre les tissus mous ou les structures osseuses puisque le laser ne réagit pas avec ces matériaux, ce qui élimine pratiquement complètement les risques de traumatisme.

L'emploi d'un laser pulsé permet également d'aboutir à une grande précision de traitement par le caractère localisé de ce traitement. Par ailleurs, en agissant sur la puissance électrique de pompage du laser, on peut moduler la puissance d'émission et par conséquent sa capacité de fragmentation.

Une puissance modérée permet par exemple de fragmenter en éclats très fins le matériau cible, tandis qu'en augmentant la puissance, on augmente la taille des fragments obtenus. Il est donc possible d'adapter la précision de l'instrument à la finesse requise par l'acte chirurgical.

La présente invention couvre enfin un procédé de traitement thérapeutique, comprenant l'enlèvement ou la destruction d'un

ciment osseux, notamment d'un ciment de prothèse, en vue de réaliser un remplacement de prothèse orthopédique, caractérisé en ce qu'on réalise l'enlèvement de la destruction du ciment osseux à l'aide d'un laser pulsé à colorant, de préférence pompé par flash, dont les ondes pulsées sont transmises au ciment osseux, en particulier par l'intermédiaire d'au moins une fibre optique.

Les caractéristiques particulières de mise en oeuvre de ce procédé de traitement résultent de la description précédente.

D'autres buts, caractéristiques et avantages de l'invention apparaîtront clairement à la lumière de la description explicative qui va suivre faite en référence aux dessins annexés représentant un mode de réalisation actuellement préféré de l'invention donné simplement à titre d'illustration et qui ne saurait donc en aucune façon limiter la portée de l'invention. Dans les dessins :

- la figure 1 représente schématiquement un laser pulsé à colorant combiné au moins à une fibre optique aboutissant au contact d'un ciment osseux à détruire, notamment un ciment de prothèse orthopédique, en milieu sec,

- la figure 2 représente une vue agrandie de détail de l'extrémité distale de la fibre optique comportant un écran optiquement transparent,

- la figure 3 représente une vue agrandie de détail similaire à la figure 1 de fragmentation du ciment osseux après enlèvement de la prothèse 22,

- la figure 4 représente une vue similaire à la figure 3 avec emploi d'un outil à main et d'un dispositif de visualisation optique, une partie du ciment ayant été fragmentée, et

- la figure 5 représente l'évolution de la capacité de fragmentation du laser pulsé à colorant en fonction de l'énergie transmise dans la fibre. On remarque que la capacité de fragmentation du ciment évolue pratiquement linéairement en fonction de l'énergie, hors milieu liquide.

En référence aux figures 1 à 4, un appareil selon l'invention de traitement orthopédique pour la destruction d'un ciment osseux, notamment d'un ciment de prothèse comprend un laser

pulsé représenté symboliquement par le numéro de référence général 10. Selon l'invention, ce laser pulsé est un laser pulsé à colorant, encore de préférence pompé par flash.

05 Le rayonnement laser symbolisé par le trait 12 est transmis à une fibre optique 14, par exemple par l'intermédiaire d'un dispositif de transfert 16, par exemple constitué par le dispositif de transfert référencé 40 décrit à la figure 3 du document W0-89/12244 du déposant, jusqu'à aboutir au ciment représenté par le numéro de référence général 20, solidarissant la prothèse 22
10 avec l'os 24.

Selon la présente invention, le laser pulsé à colorant 10 est un laser pulsé à colorant pompé par flash.

Avantageusement, les ondes pulsées émises par le laser pulsé ont une longueur d'onde adaptée à la destruction du ciment osseux, sans destruction sensible de l'os environnant. En particulier, dans le cas d'un laser à colorant, la longueur d'onde est comprise entre 300 nm et 1 000 nm, de préférence entre 500 et 650 nm. Un colorant particulièrement préféré est du type coumarine ayant une longueur d'onde de l'ordre de 500 nm ou du type rhodamine
15 ayant une longueur d'onde de l'ordre de 600 nm.
20

La durée des impulsions du laser est de l'ordre de 0,05 à (quelques) μ s, notamment d'environ 1 à 10 μ s et encore mieux de 1 à 5 s. La fréquence des impulsions est réglable en particulier entre 1 et 20 Hz.

25 Il est avantageux selon l'invention que le diamètre du coeur de la fibre optique 14 soit compris entre 100 et 1 000 μ m. L'énergie délivrée par le laser est adaptée au diamètre de la fibre optique.

Dans le cas des fibres de diamètre de coeur compris entre 30 600 et 1 000 μ m, l'énergie délivrée est au moins de 300 mJ, ce qui conduit à une bonne fragmentation du ciment, et en particulier dans le cas où celui-ci est à base de ou constitué par du PMMA.

Dans le cas de fibres optiques de diamètre de coeur compris entre 100 et 600 μ m, de préférence entre 300 et 600 μ m, 35 l'énergie délivrée par le laser est comprise entre 100 mJ et 300 mJ.

Le laser pulsé à colorant lui-même utilisé selon l'invention n'a pas été décrit en détail étant donné qu'il est disponible dans le commerce. Par ailleurs, en ce qui concerne le principe de fonctionnement d'un laser pulsé à colorant, l'homme de l'art pourra se reporter éventuellement à la demande précédente du déposant W0-89/12244.

La fibre optique 14 ou un faisceau de fibres optiques est avantageusement inclus dans un endoscope ou une pièce à main 40, représenté à la figure 4, de préférence équipé(e) d'un dispositif 42 de visualisation de champ opératoire, de préférence à lumière froide. Un tel dispositif 42 peut par exemple comprendre un boîtier 43 contenant une pile alimentant une lampe éclairant une fibre optique 44 insérée dans l'endoscope ou la pièce à main 40 et aboutissant à proximité de la fibre optique 14 de manière à visualiser le champ opératoire, comme cela est clairement compréhensible pour un homme de l'art. La pièce à main 40 peut être équipée d'un moyen 46 de blocage en position dans la pièce à main ou l'endoscope des fibres optiques 14 et 44.

Selon un mode de réalisation préféré de la fibre optique, représenté à la figure 2, cette fibre optique est équipée d'un écran optiquement transparent 30, par exemple formé par un disque 32 en matériau optiquement transparent, percé en son centre pour le passage de la fibre optique ou du faisceau de fibres optiques ou même de l'endoscope, ce qui permet d'éviter les projections des fragments de ciment.

Ce matériau optiquement transparent peut être éventuellement pourvu d'un filtre optique coloré qui peut être incorporé dans sa masse lors de sa fabrication.

Il peut être également prévu un système d'aspiration de fragments incorporés ou solidaires de l'endoscope.

On conçoit ainsi que le laser pulsé délivre des impulsions laser hors milieu liquide, c'est-à-dire en milieu sec ou légèrement humide, directement au contact du ciment à détruire par fragmentation.

Le traitement chirurgical permettant de mettre en oeuvre le procédé de traitement chirurgical est le suivant :

05 dans le cas du retrait d'une prothèse 22 du col du fémur 24 par exemple, l'acte chirurgical peut être réalisé avec l'appareil selon l'invention utilisant un laser pulsé à colorant, hors milieu liquide, c'est-à-dire en milieu sec ou légèrement humide, de la manière suivante :

(a) dégagement de la surface d'appui de la tête de la prothèse

10 Le chirurgien place la fibre optique au contact du ciment. Chaque impulsion laser, définie dans la plage de valeurs précédemment indiquées, provoque une fragmentation ponctuelle. En déplaçant la fibre optique sur la périphérie et sous la surface d'appui de la tête de la prothèse 22, il crée une cavité et
15 fragilise ainsi la fixation de la prothèse. Celle-ci est ensuite retirée. (Confère figure 1).

(b) retrait du ciment résiduel

20 Lorsque la prothèse est retirée, le chirurgien a accès au canal médullaire 26 recouvert de ciment 20.

Ce ciment 20 peut être désagréé en plaçant la fibre optique directement au contact de celui-ci et en progressant ainsi à l'intérieur de la cavité médullaire 26. (Confère figure 3).

25 Il est aussi possible de placer la fibre optique directement au niveau de l'interface entre le ciment 22 et l'os 24 afin de casser les liaisons de ciment 20 avec l'os 24. (Confère figure 4).

Par la sélectivité du laser pulsé à colorant, l'os ne subit aucun traumatisme au cours de cet acte, malgré sa proximité.

30 Lorsque la totalité du ciment 20 est retirée, le chirurgien peut mettre en place une nouvelle prothèse.

La totalité de l'opération chirurgicale n'excède généralement pas 60 min, ce qui constitue un temps total d'opération nettement inférieur aux opérations chirurgicales précédemment réalisées.

Les lasers pulsés à colorant permettent de fragmenter tous les ciments actuellement utilisés, et en particulier le polyméthylméthacrylate (PMMA).

05 La courbe de perte de masse en fonction de l'énergie, représentée à la figure 5, a été obtenue avec un laser pulsé, dont le colorant est la coumarine, qui donne une longueur d'ondes de 510 nm, une durée d'impulsion comprise entre $3\mu\text{s}$ et $4,5\mu\text{s}$, à l'aide d'une fibre optique d'un diamètre de coeur égal à $500\mu\text{m}$.

10 On comprend ainsi que l'invention inclut tous les moyens constituant des équivalents techniques des moyens décrits ainsi que leurs diverses combinaisons.

15

20

25

30

35

REVENDECATIONS

1. Utilisation d'un laser pulsé ne produisant sensiblement pas de dégagement thermique, pour la fabrication d'un appareil pour
05 la destruction d'un ciment osseux, notamment un ciment de prothèse, de préférence hors d'un milieu liquide.
2. Utilisation selon la revendication 1, caractérisée en ce qu'il s'agit d'un laser pulsé à colorant, de préférence pompé par flash.
- 10 3. Utilisation selon la revendication 2, caractérisée en ce que les ondes pulsées émises par le laser ont une longueur d'onde adaptée à la destruction de ciment osseux sans destruction sensible de l'os environnant, en particulier dans le cas d'un laser à colorant, une longueur d'onde comprise entre 300 nm et 1 000 nm, de
15 préférence entre 500 nm et 650 nm.
4. Utilisation selon la revendication 3, caractérisée en ce que le colorant est choisi parmi un colorant type coumarine et un colorant type rhodamine.
5. Utilisation selon l'une des revendications 2 à 4, caractérisée en ce que la fréquence des impulsions émises par le laser
20 pulsé est réglable en particulier entre environ 1 Hz et environ 20 Hz ; l'énergie délivrée par le laser au niveau du ciment, à chaque impulsion, est d'au moins 100 mJ, en particulier de 100 mJ à 3 J, de préférence au moins 200 mJ et encore de préférence au moins
25 300 mJ ; la durée des impulsions est de préférence de l'ordre de 0,05 à quelques μ s, notamment de 1 μ s à 10 μ s et mieux de 1 μ s à 5 μ s.
6. Utilisation selon l'une des revendications 1 à 5, caractérisée en ce que l'onde pulsée est transmise du laser au ciment à
30 détruire, par l'intermédiaire d'au moins une fibre optique (14).
7. Utilisation selon la revendication 6, caractérisée en ce que le diamètre du coeur de la fibre optique est compris entre environ 100 et 1 000 μ m, idéalement environ 600 μ m.
8. Utilisation selon la revendication 6 ou 7, caractérisée
35 en ce que l'énergie délivrée par le laser pulsé est adapté au diamètre de la fibre optique (14), dans le cas de fibres de

diamètre du coeur compris entre 600 et 1 000 μm , l'énergie délivrée est d'au moins 300 mJ, ce qui assure une bonne fragmentation ; dans le cas de fibres de diamètre compris entre 100 et 600 μm , et de préférence entre 300 et 600 μm , l'énergie délivrée est de 100 à 300 mJ.

05 9. Appareil utilisable en orthopédie pour la destruction d'un ciment osseux, notamment d'un ciment de prothèse, de préférence hors d'un milieu liquide, caractérisé en ce qu'il comprend un laser pulsé de préférence à colorant, de préférence pompé par flash, ainsi qu'au moins une fibre optique pour la transmission des ondes pulsées du laser (10) au ciment (20) à détruire par fragmentation.

10 10. Appareil selon la revendication 9, caractérisé en ce que la fibre optique (14) précitée est disposée dans un endoscope ou une pièce à main (40), de préférence équipé d'un dispositif de visualisation du champ opératoire (42), de préférence à lumière froide.

11. Appareil selon la revendication 9 ou 10, caractérisé en ce que la fibre optique (14) précitée comprend un écran (30) de protection, à son extrémité distale destinée à être mise en contact avec le ciment, par exemple comprenant un disque (32) en matière optiquement transparente, percé en son centre pour le passage de la fibre ou de l'endoscope, afin d'éviter la projection de fragments.

20 12. Appareil selon la revendication 11, caractérisé en ce que l'écran de protection est pourvu d'un filtre optique coloré.

25 13. Appareil selon l'une des revendications 9 à 12, caractérisé en ce que le laser pulsé émet des ondes pulsées ayant une longueur d'onde adaptée à la destruction de ciment osseux sans destruction sensible de l'os environnant, la longueur d'onde étant comprise entre 300 nm et 1 000 nm, de préférence entre 500 nm et 650 nm, l'énergie délivrée par le laser est d'au moins 100 mJ, en particulier de 100 mJ à 3 J, de préférence au moins 200 mJ et encore de préférence d'au moins 300 mJ, la durée des impulsions est de l'ordre de 0,05 à quelques μs , notamment de 1 à 10 μs et mieux de 1 à 5 μs , et le diamètre de coeur de la fibre optique (14) est
35 compris entre 100 et 1 000 μm .

14. Appareil selon l'une des revendications 9 à 13, caracté-
risé en ce qu'il comprend un système d'aspiration des fragments de
ciment intégrés à, ou solidaire de, l'endoscope.

05 15. Fibre optique comme moyen nécessaire à l'appareil selon
l'une des revendications 9 à 14, caractérisée en ce qu'elle est
équipée à une extrémité d'au moins un écran de protection (30), en
particulier comprenant un disque en matière optiquement
transparente (32) percé en son centre pour le passage de la fibre
optique (14) ou d'un endoscope ou une pièce à main (40).

10 16. Fibre optique selon la revendication 15, caractérisée
en ce que l'écran de protection (30) est pourvu d'un filtre
optique coloré.

15

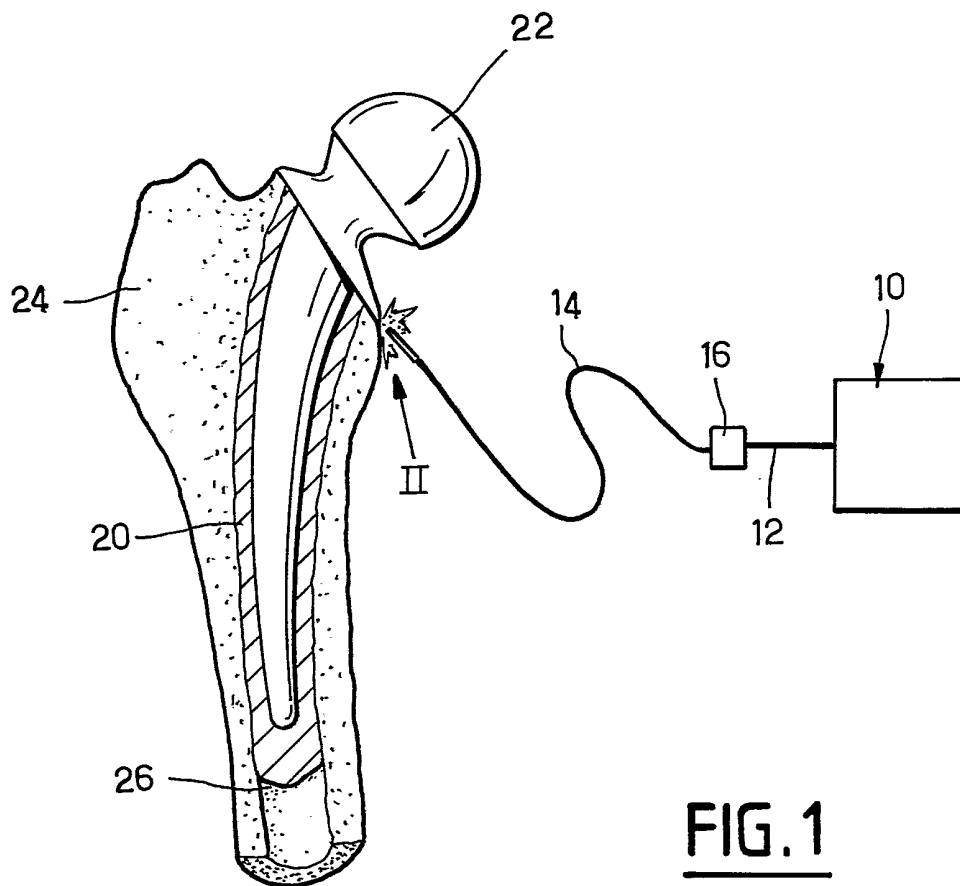
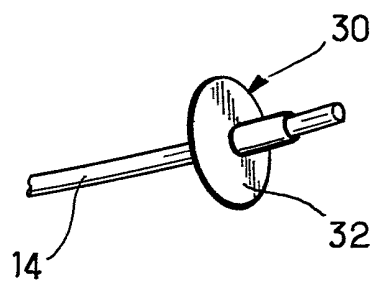
20

25

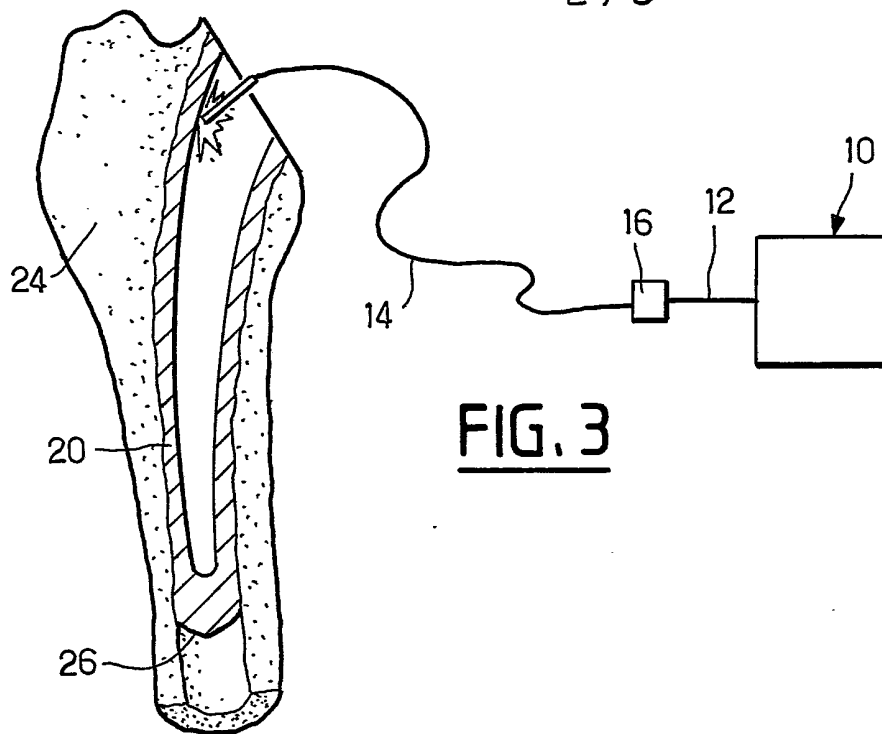
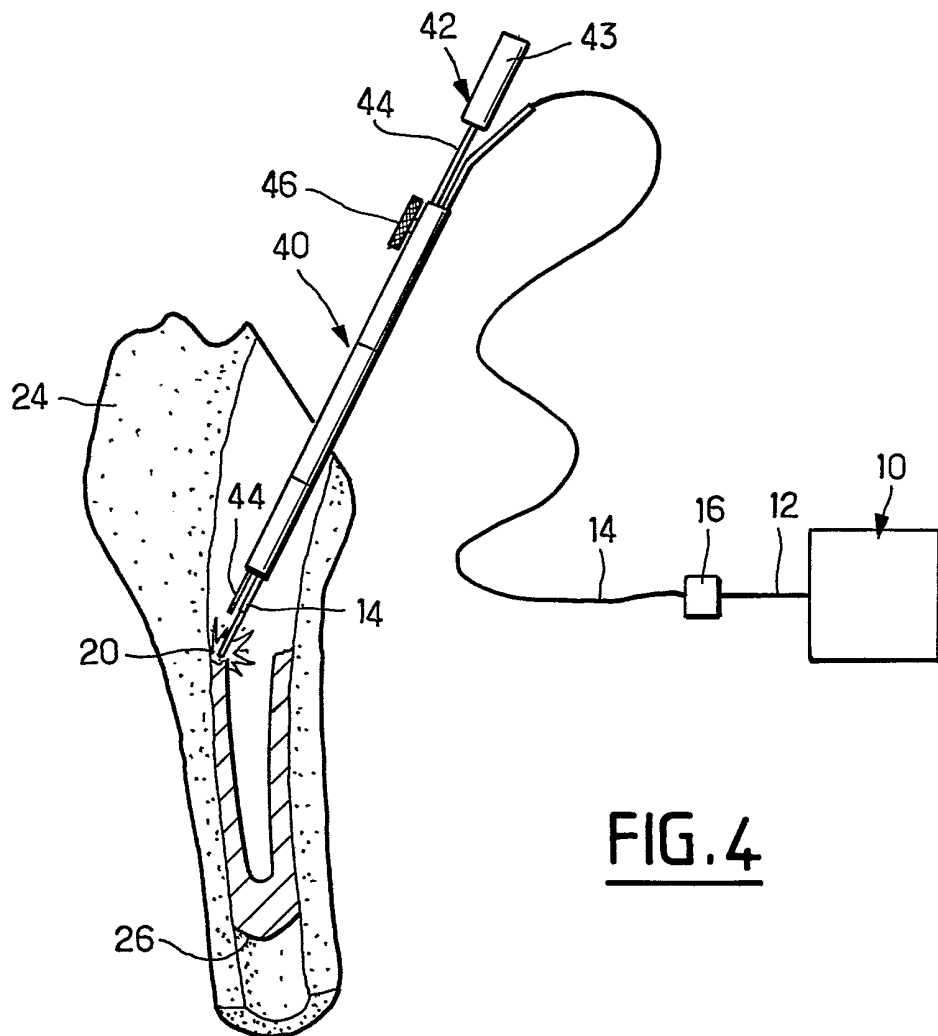
30

35

1 / 3

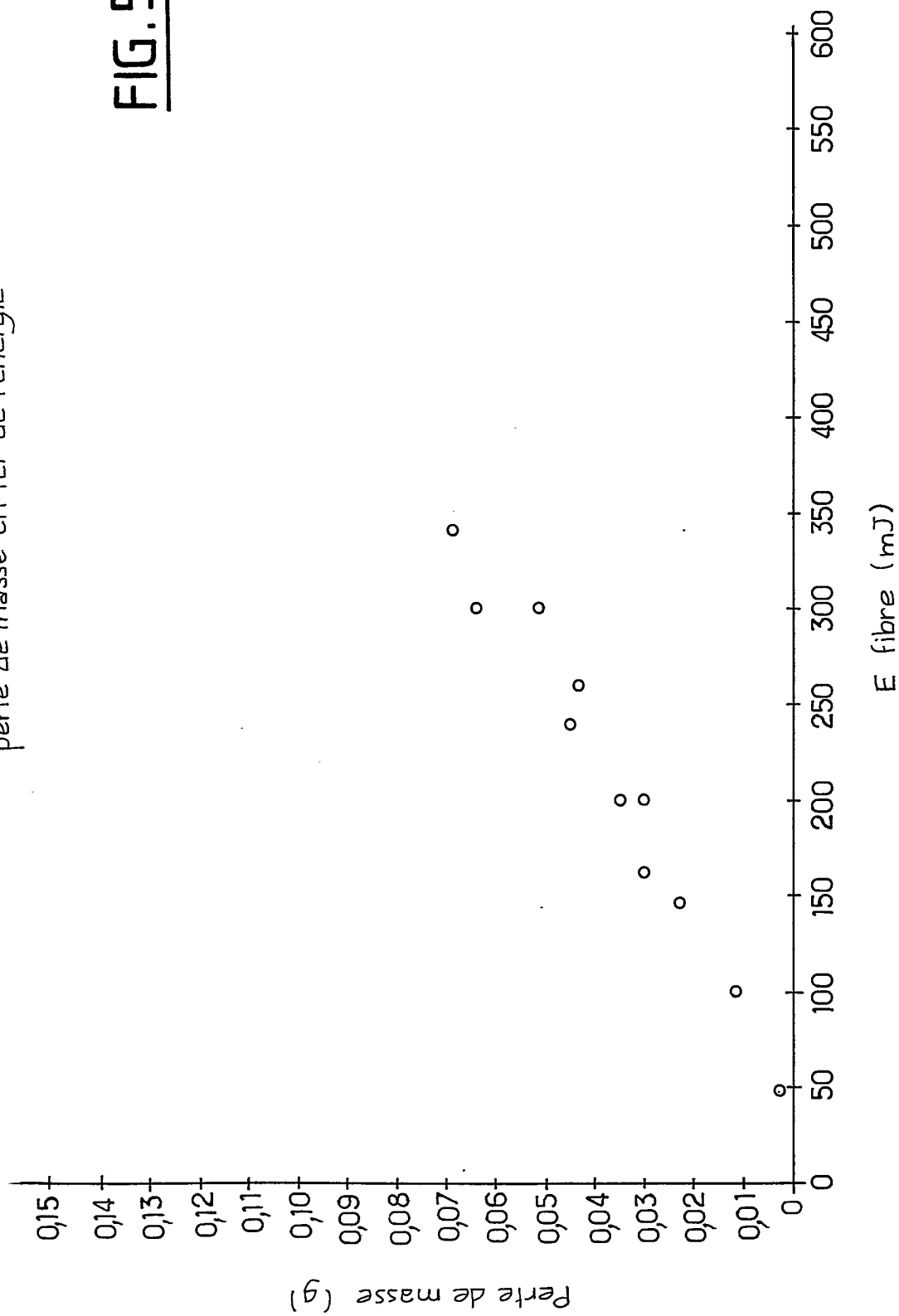
FIG. 2

2 / 3

FIG. 3FIG. 4

Laser pulsé à la coumarine
perte de masse en fct de l'énergie

FIG. 5



INSTITUT NATIONAL

de la

PROPRIETE INDUSTRIELLE

RAPPORT DE RECHERCHE

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

FR 9001367

FA 439988

DOCUMENTS CONSIDERES COMME PERTINENTS		Revendications concernées de la demande examinée
Catégorie	Citation du document avec indication, en cas de besoin, des parties pertinentes	
X	LASERS IN SURGERY AND MEDICINE, vol. 9, no. 2, 1989, pages 141-147, ISSN 0196-8092; L. YOW et al.: "Ablation of bone and polymethylmethacrylate by an XeCl (308nm) excimer laser" ---	1-16
A	DE-A-2 741 107 (HELDT) * Page 12, lignes 11-27; figure 5 * ---	1,9
A	US-A-4 702 236 (TARABICHY et al.) * Colonne 3, ligne 54 - colonne 4, ligne 13; figures 3,4 * ---	1,9
A	WO-A-8 908 432 (VASSILIADIS) * Page 4, lignes 14-33; figure 1 * -----	1,9
		DOMAINES TECHNIQUES RECHERCHES (Int. Cl.5)
		A 61 B A 61 F
Date d'achèvement de la recherche 17-10-1990		Examinateur MOERS R.J.
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		