

## INFORMATIONS CLEFS

Le but de la fixation des prothèses fémorales est le transfert des charges entre la tête fémorale et le fémur. Ce transfert doit remplir plusieurs conditions, notamment :

- être rapide, afin que le patient puisse marcher dès que possible ;
- être aussi proximal que possible, afin de minimiser les effets de « stress-shielding » ;
- ne pas générer des débris pouvant activer l'activité des ostéoclastes et provoquer ainsi une résorption osseuse localisée ;
- permettre une fixation à long terme, idéalement durant plusieurs décennies ;
- ne pas prolonger excessivement le temps opératoire ;
- ne pas générer de douleurs.

- La longévité de l'implant va essentiellement dépendre de la technique chirurgicale. Celle-ci doit être rigoureuse et maîtrisée par l'opérateur. Il faut distinguer deux types de fixation : la fixation cimentée et la fixation non cimentée. La fixation cimentée offre une stabilité primaire optimale et est donc favorisée chez les patients âgés. La fixation non cimentée offre une stabilité primaire grâce à la forme de l'implant mais la fixation définitive de l'implant se fera par interaction entre la surface de l'implant et l'os (stabilité secondaire).

## IMAGE CLEF



Figure clef - Fixation cimentée (à gauche) et non cimentée (à droite)

## FIXATION CIMENTÉE

La fixation cimentée a été introduite pour les prothèses totales de hanche par l'orthopédiste John Charnley (Wrightington / Angleterre) en 1962. Un ciment acrylique (PMMA : polyméthacrylate de méthyle) est utilisé pour ce type de fixation. Cette technique offre l'avantage d'une fixation immédiate de l'implant fémoral et donne la possibilité au patient de charger son implant pratiquement immédiatement après l'intervention, ce qui est primordial pour les patients très âgés.

Comme les propriétés mécaniques du ciment sont relativement mauvaises en traction et en fatigue (résistance à la fatigue du ciment : 7 - 20 MPa [1]), il est nécessaire d'optimiser le design et le matériau de la tige pour « protéger » autant que possible le ciment. Des études par éléments finis ont démontré qu'une tige rigide permet de minimiser les contraintes dans le manteau de ciment [2].

Il est possible de rigidifier une tige cimentée soit en augmentant sa section, soit en la fabriquant dans un alliage ayant un haut module d'élasticité, comme les alliages de CoCrMo et les aciers inoxydables orthopédiques. L'importance du module d'élasticité a été mis en évidence au début des années quatre-vingt-dix en Grande-Bretagne avec les échecs précoces des tiges « Capital Hip » fabriquées par 3M. Ces tiges étaient des copies exactes des tiges cimentées de Charnley, mais fabriquées en alliage de titane. Le taux de descellement de ces tiges était 5 fois supérieur au taux de descellement des tiges originales de Charnley, fabriquées en acier [3]. Cet échec retentissant a initié la création du registre britannique des prothèses articulaires, afin de pouvoir détecter les implants problématiques aussi rapidement que possible.

Il existe trois philosophies différentes de fixation cimentée :

### – Ciment relativement épais - le concept Charnley

Cette philosophie de fixation a été développée par John Charnley en 1962. Elle consiste à implanter une prothèse moins volumineuse que la dernière râpe utilisée (FIG. 1). De cette manière, il est possible d'avoir un manteau cimenté continu ayant une épaisseur de l'ordre de 1 à 4 mm. Des « spacers » distaux et/ou proximaux peuvent être utilisés pour centrer la tige dans le ciment et permettent d'assurer la continuité du lit cimenté.



Figure 1  
Tige de Charnley

### – Ciment aussi mince que possible - le paradoxe français

Cette philosophie de fixation a été développée par Marcel Kerboull (Paris, France) au début des années soixante-dix et consiste à implanter une prothèse ayant exactement le même volume que la dernière râpe utilisée. L'épaisseur du ciment est ainsi extrêmement faible et le ciment est principalement comprimé dans l'os spongieux. Cette philosophie de cimentage a été décrite comme étant le paradoxe français, notamment par des chirurgiens britanniques.

### – Fixation hybride - le concept Müller

Cette fixation développée par Maurice Müller (Berne, Suisse) à la fin des années soixante-dix est une fixation hybride cimentée/non cimentée. Le design de la tige Müller assure au moins trois points de contact entre la tige et l'os cortical (FIG. 2). Le ciment assure principalement la stabilité rotatoire de l'implant fémoral.



**Figure 2**  
Tige de Müller

Ces trois philosophies, *a priori* totalement contradictoires, donnent d'excellents résultats, pour autant que leur concept soit suivi à la lettre.

Le dernier point à considérer pour la fixation cimentée, notamment pour les deux premières philosophies, est l'état de surface de la tige. Deux approches totalement opposées ont été développées :

- interface rugueuse assurant un haut coefficient de friction entre la tige et le ciment ;
- lien mécanique entre la tige et le lit cimenté grâce aux forces de cisaillement dans le lit cimenté. Ce type, développé par des chirurgiens américains comme William Harris (Boston/USA), n'est actuellement pas utilisé aux Cliniques universitaires Saint-Luc ;
- interface polie assurant un coefficient de friction très faible entre la tige et le ciment. Ce concept, développé par Robin Ling (Exeter, Angleterre), ne permet pas d'assurer un lien mécanique entre la tige et le lit cimenté, en raison

d'un trop faible coefficient de friction entre la tige et le ciment (FIG. 3). Les contraintes de fixation sont de ce fait transmises normalement/radialement entre la tige et le lit cimenté.



**Figure 3**  
Tige Exeter

Ces deux concepts ont coexisté de nombreuses années dans de nombreux articles biomécaniques cherchant à démontrer la supériorité d'un concept sur un autre. En se basant sur les meilleurs résultats cliniques des tiges cimentées polies, cette interface est actuellement la plus répandue pour les tiges cimentées ayant soit la philosophie de Charnley, soit la philosophie de Kerboull (paradoxe français).

Les meilleurs résultats des tiges polies peuvent être expliqués de la manière suivante :

- pour pratiquement toutes les tiges cimentées, des descellements locaux entre la tige et le ciment ne peuvent pas être évités ;
- ces descellements locaux provoquent des micromouvements entre la tige et le lit cimenté ;

- ces micromouvements induisent la formation de débris (ciment/métal) quand la surface de la tige est rugueuse, alors que ces micromouvements ne génèrent pas de débris quand la tige est polie ;
- la présence de débris à l'interface tige-ciment peut, à long terme, provoquer des ostéolyses par l'activation des ostéoclastes.

En conclusion, les tiges cimentées sont des implants permettant une charge immédiate et sont particulièrement indiquées pour les patients âgés. Ces tiges sont principalement fabriquées dans un alliage ayant un haut module d'élasticité, afin de minimiser les contraintes du lit cimenté. Dans le cas où ces tiges suivent la philosophie de Charnley et celle de Kerboull, les tiges polies donnent de meilleurs résultats cliniques. Les tiges ayant un concept hybride (philosophie Müller) sont généralement finement sablées.

### FIXATION NON CIMENTÉE

Au début des années septante, avec la propagation des prothèses cimentées, les premiers cas de descellements aseptiques ont été observés. Bien que nous sachions aujourd'hui que ces descellements ont été provoqués par une trop grande génération de débris de polyéthylène articulaire, la première hypothèse faite à ce moment-là pour expliquer ces descellements était la théorie de la « maladie du ciment ». Cette maladie supposait que la biocompatibilité du ciment acrylique n'était pas suffisante à long terme.

De ce fait, plusieurs méthodes ont été essayées au début des années septante pour avoir une fixation biologique entre la surface de la tige et l'os fémoral. Les premiers essais (relativement infructueux) ont été fait en France, principalement par deux groupes de chirurgiens orthopédiques (les frères Judet, Paris et Gérard Lord, Paris) qui ont utilisé un alliage de CoCrMo coulé.

Comme le titane et ses alliages avaient déjà démontré leur possible ostéo-intégration avec des implants dentaires, les premiers essais pour utiliser le titane et ses alliages datent également du début des années septante [4]. Un des premiers groupes à avoir travaillé dans ce domaine est un groupe de l'hôpital Rush à Chicago et ce dernier a mis au point une structure poreuse composée de filaments de titane (Fibermesh, FIG. 4). Ce revêtement poreux se trouve encore actuellement

sur le marché et est commercialisé (Warsaw, USA).

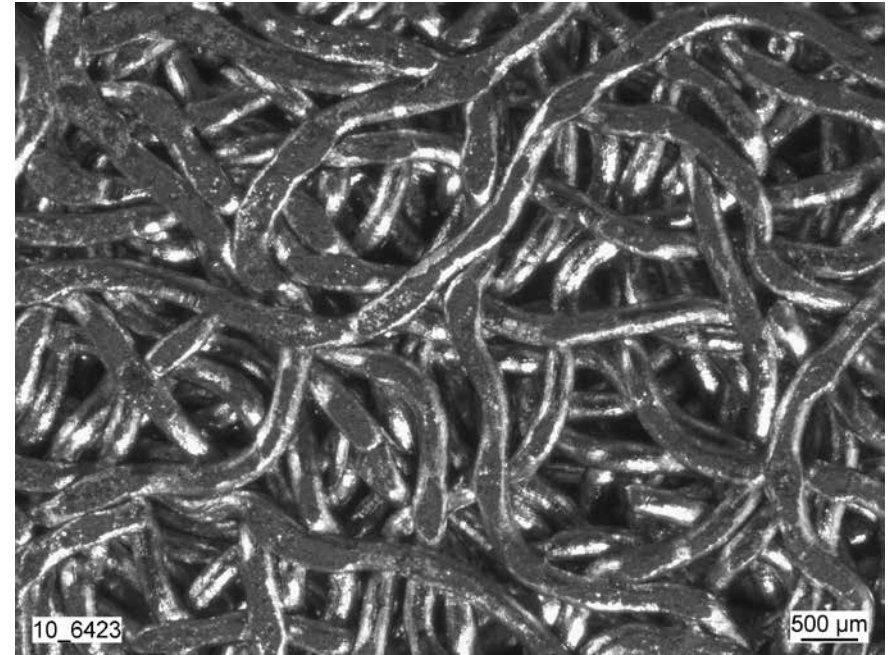


Figure 4 - Fibermesh

L'une des premières tiges fémorales en alliage de titane a été développée en 1979 par Karl Zweymüller (Vienne, Autriche) en collaboration avec des ingénieurs de Sulzer [5] (Winterthur, Suisse). Cette tige en alliage Ti6Al4V (FIG. 5) a une surface relativement rugueuse grâce à un sablage effectué par des particules de corindon (alumine anhydre cristallisé). L'évolution de cette tige se trouve toujours sur le marché et elle est l'une des tiges ayant le plus de copies sur le marché mondial.



**Figure 5**  
Première tige de Zweymüller

Le titane et ses alliages se sont imposés pour la fixation des tiges fémorales pour les deux raisons suivantes :

- l'excellente ostéo-intégration de ces surfaces, pour autant qu'une rugosité minimale soit présente ;
- la relative flexibilité du titane et de ses alliages (flexibilité deux fois plus importante que celle des aciers et des alliages de CoCrMo) permet d'avoir un transfert de charges relativement proximal et permet ainsi de minimiser le phénomène du « stress-shielding ».

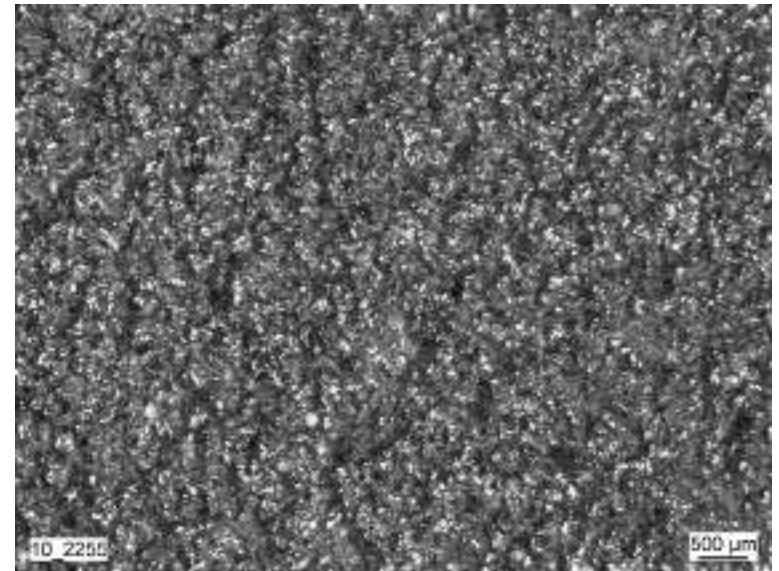
Pratiquement toutes les tiges non cimentées actuellement sur le marché sont produites en utilisant deux alliages de titane (Ti6Al4V ou Ti6Al7Nb). Pour des raisons de résistance mécanique, le titane pur n'est plus utilisé actuellement. Outre les différents concepts de fixation (fixation métaphysaire, fixation diaphysaire), les tiges non cimentées en alliage de titane se distinguent par leur état de surface permettant de favoriser la fixation biologique (ostéo-intégration). Le chapitre suivant va examiner les revêtements de surface les plus utilisés actuellement.

## ÉTATS DE SURFACE POUR FIXATION NON CIMENTÉE

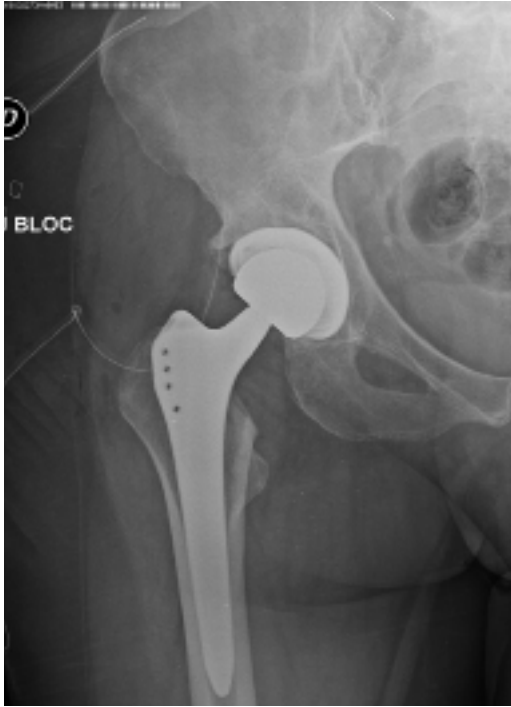
Les cinq états de surface principaux permettant une fixation non cimentée sont les suivants.

### SABLAGE AVEC DES PARTICULES DE CORINDON

Cet état de surface est la surface « historique » pour les tiges non cimentées. La rugosité de la surface est de l'ordre de 3 à 5  $\mu\text{m}$  (FIG. 6 et 7). La bonne ostéo-intégration de cet état de surface est documentée depuis la fin des années quatre-vingts [6]. Ce mode de fixation est baptisé « on-growth osteoingration » dans le monde anglophone.



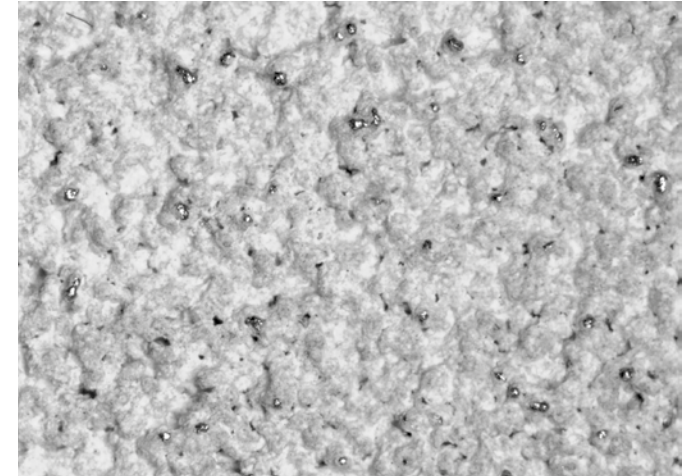
**Figure 6** - Surface sablée



**Figure 7**  
Tige Zweymüller

### REVÊTEMENT D'HYDROXYAPATITE

Ce type de revêtement a été développé au milieu des années quatre-vingts aux Pays-Bas et peut être considéré comme étant le premier revêtement bio-actif (FIG. 8 et 9). L'hydroxyapatite est constituée principalement de phosphates de calcium, qui est également le principal constituant de l'os. Cette similarité chimique entre le revêtement et l'os permet d'accélérer l'apposition des ostéoblastes sur la tige. Une publication de 2002 démontre cependant que la rugosité de ces revêtements joue un rôle plus important que la chimie du revêtement [7].



**Figure 8** - Revêtement d'hydroxyapatite



**Figure 9**  
Revêtement d'hydroxyapatite

## REVÊTEMENT DE TITANE PUR DÉPOSÉ PAR TORCHE PLASMA

Cette solution existe depuis la fin des années quatre-vingts et consiste à déposer un revêtement rugueux de titane pur sur la partie proximale de la tige au moyen d'une torche plasma. Un plasma peut être considéré comme un gaz ayant une température de plusieurs milliers de degrés et ce dernier projette les gouttes de titane liquide sur la tige en alliage de titane. Ce procédé permet de créer un revêtement de titane rugueux ayant une certaine porosité (FIG. 10 et 11). Cette porosité permet également une ostéo-intégration « en profondeur », baptisée « in-growth osteoingration » dans le monde anglophone.

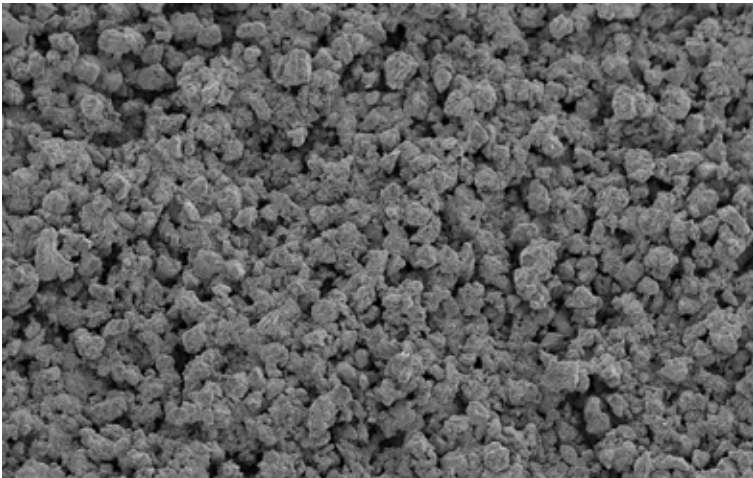


Figure 10 - Revêtement de titane pur déposé par torche de plasma



Figure 11  
Tige Fitmore présentant un revêtement de titane par torche de plasma sur sa portion proximale

## REVÊTEMENT POREUX

Comme déjà mentionné, les premiers revêtements poreux ont été développés au début des années septantes (Fibermesh). Suite à ce développement permettant une « in-growth osteoingration », tous les fabricants de prothèses orthopédiques ont mis au point un revêtement poreux assurant une telle ostéo-intégration. La taille des pores devrait être supérieure à 300  $\mu\text{m}$  afin de permettre une bonne vascularisation [8]. La porosité de ces revêtements en titane est généralement comprise entre 30 et 70 % [9].

Des technologies de fabrication additive (la fusion sélective par laser ou la fusion par faisceau électronique) sont actuellement utilisées pour la production de composants orthopédiques (principalement des cotyles) ayant un revêtement poreux en surface. Cette technique est utilisée soit pour des implants classiques, soit

pour des implants de révision « sur-mesure ».

Un revêtement poreux en tantale pur (FIG. 12) a été développé (Warsaw / USA) et en raison de la bonne ductilité du tantale, la porosité de ce revêtement atteint 80 %, ce qui lui donne une « in-growth osteoingrations » plus précoce que les revêtements poreux en titane [10].

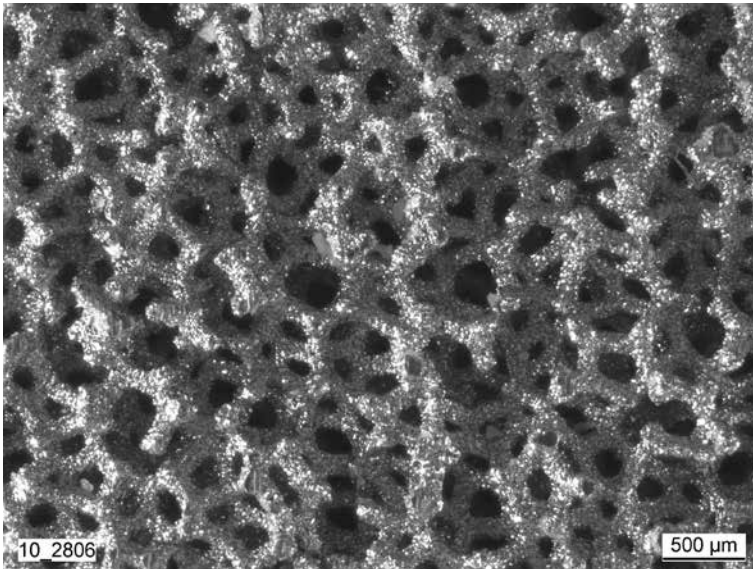


Figure 12 - Revêtement poreux en tantale pur

## REVÊTEMENT AYANT UNE DOUBLE FONCTIONNALITÉ

La recherche se concentre actuellement sur des revêtements pouvant avoir une double fonctionnalité, assurant premièrement une bonne ostéo-intégration et ayant également des propriétés antibactériennes. Ces propriétés antibactériennes peuvent être induites soit par des antibiotiques déposés sur la surface, soit par des revêtements diffusants des ions ayant des propriétés antibactériennes (par exemple des ions d'argent, de cuivre ou de sélénium).

## CONCLUSIONS

Cette vue d'ensemble de la fixation des tiges démontre que le transfert des charges entre la tête fémorale et le fémur est parfaitement assuré par les deux modes de fixation (cimenté et non-cimenté) des prothèses fémorales.

Ces deux modes de fixation donnent des résultats comparables, pour autant que les principes de base de ces deux types de fixation soient parfaitement respectés.

## RÉFÉRENCES

1. Jeffers JR, Browne M, Taylor M. **Damage accumulation, fatigue and creep behaviour of vacuum mixed bone cement.** *Biomaterials.* 2005 Sep ;26(27):5532-41.
2. Huiskes R. **The various stress patterns of press-fit, ingrown, and cemented femoral stems.** *Clin Orthop Relat Res.* 1990 Dec ;(261):27-38.
3. Unknown authors. **3M Capital Hip System.** The Royal College of Surgeons of England- [www.rcseng.ac.uk](http://www.rcseng.ac.uk)
4. Albrektsson T, Brånemark PI, Hansson HA, Lindström J. **Osseointegrated titanium implants. Requirements for ensuring a long-lasting, direct bone-to-implant anchorage** in man. *Acta Orthop Scand.* 1981 ;52(2):155-70.
5. Zweymüller K, Semlitsch M. **Concept and material properties of a cementless hip prosthesis system with Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> ceramic ball heads and wrought Ti-6Al-4V stems.** *Arch Orthop Trauma Surg.* 1982 ;100(4):229-36.
6. Zweymüller KA, Lintner FK, Semlitsch MF. **Biologic fixation of a press-fit titanium hip joint endoprosthesis.** *Clin Orthop Relat Res.* 1988 Oct ;(235):195-206.
7. Hacking SA, Tanzer M, Harvey EJ, Krygier JJ, Bobyn JD. **Relative contributions of chemistry and topography to the osseointegration of hydroxyapatite coatings.** *Clin Orthop Relat Res.* 2002 Dec ;(405):24-38.



8. Karageorgiou V, Kaplan D. **Porosity of 3D biomaterial scaffolds and osteogenesis.** Biomaterials. 2005 Sep ;26(27):5474-91.
9. Lewis G. **Properties of open-cell porous metals and alloys for orthopaedic applications.** J Mater Sci Mater Med. 2013 Oct ;24(10):2293-325.
10. Sagomyants KB, Hakim-Zargar M, Jhaveri A, Aronow MS, Gronowicz G. **Porous tantalum stimulates the proliferation and osteogenesis of osteoblasts from elderly female patients.** J Orthop Res. 2011 Apr ;29(4):609-16.