

## INFORMATIONS CLEFS

Les couples de frottement des prothèses totales de hanche doivent remplir un cahier des charges précis, qui peut être résumé de la manière suivante :

- avoir une faible usure, afin de minimiser la production des particules d'usure pouvant activer les ostéoclastes et provoquer ainsi une résorption osseuse localisée ;
- avoir un faible coefficient de friction, afin de minimiser les moments aussi bien au niveau des liaisons coniques qu'au niveau de la fixation des implants.

## IMAGE CLEF

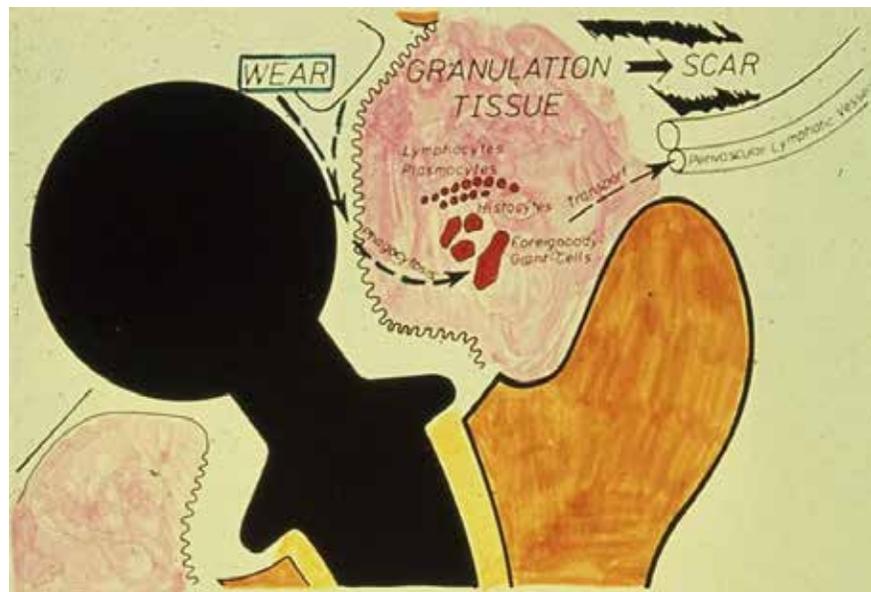


Figure 1 - La maladie des débris (illustration originale de Willert et Semlitsch)

## LA MALADIE DES DÉBRIS ET LA LONGÉVITÉ DES IMPLANTS

Suite au développement et à la propagation des prothèses de hanche avec un couple polyéthylène-métal au début des années soixante, des descellements aseptiques des implants totalement inexplicables ont été observés au début des années septante (FIG. 1). De multiples hypothèses ont été émises afin d'expliquer ces descellements aseptiques, notamment celle de la « maladie du ciment », ce qui a incité le développement des implants non-cimentés.

Après quelques années de tâtonnement, Hans-Georg Willert et Manfred Semlitsch ont démontré que ces descellements pouvaient être expliqués par le concept de la « maladie des débris ». Ce concept est relativement simple et peut être expliqué de la manière suivante :

- comme il n'existe pas de lubrification continue entre la tête fémorale et l'implant acétabulaire, les mouvements relatifs entre ces deux surfaces induisent des particules d'usure de polyéthylène par usure abrasive et adhésive ;
- la taille de ces particules d'usure est de l'ordre du micromètre (diamètre compris entre 0,5 et 5  $\mu\text{m}$ ) et cette taille est comparable à la taille des bactéries présentes dans notre corps ;
- les macrophages détectent ces particules de polyéthylène comme étant des corps étrangers et essaient de les éliminer en activant les neutrophiles ;
- l'activité biologique combinée des macrophages et des neutrophiles déclenche de multiples réactions biochimiques, induisant le relargage de multiples cytokines ;
- ces cytokines influencent l'équilibre dynamique entre les ostéoblastes et les ostéoclastes, en favorisant (malheureusement) les ostéoclastes ;
- cette modification de l'équilibre « ostéoblastes – ostéoclastes » provoque une résorption osseuse dans les régions riches en particules d'usure et, de ce fait, ce déséquilibre est responsable du descellement aseptique des implants à long terme.

L'exactitude de ce modèle a été confirmée par de nombreuses études. Un exemple typique est une étude publiée en 1999 par David Sochart qui a parfaitement mis en évidence ce phénomène. Plus le taux d'usure des noyaux acétabulaires est élevé, plus les taux de révision des implants (tiges et cotyles) sont élevés.

Le premier but des couples de frottement est donc de minimiser la production des particules ayant une taille biologiquement critique (0,3 et 10  $\mu\text{m}$  selon Timothy Green [1]) afin de maximaliser l'espérance de vie des prothèses totales de hanche.

## LES POLYÉTHYLÈNES CONVENTIONNELS

Le polyéthylène conventionnellement utilisé pour les prothèses totales de hanche a été introduit en 1962 par le chirurgien britannique John Charnley (FIG. 2). Ce polymère est un polyéthylène à très haut poids moléculaire avec des chaînes extrêmement longues (plusieurs millions de mères).



Figure 2  
Prothèse de Charnley

Le couple métal-polyéthylène conventionnel avec des diamètres de têtes compris entre 22 et 32 mm a été le couple « standard » durant pratiquement quatre décennies et il a été utilisé intensivement jusqu'au milieu des années 2000. L'usure linéaire de ce couple est typiquement de l'ordre de 100 à 400  $\mu\text{m}/\text{an}$ . Pour des têtes de 28 mm, cette usure linéaire représente une usure volumétrique com-

prise entre 20 et 150 mm<sup>3</sup>/an.

L'usure linéaire de ce polyéthylène conventionnel a été divisée par deux grâce au développement des têtes en céramique (oxyde d'aluminium - alumine - Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub>) au milieu des années septante par Feldmühle, actuellement CeramTec. Pour des têtes de 28 mm, cette diminution de l'usure linéaire a un plus grand impact sur l'usure volumétrique qui est divisée par un facteur 3 à 4 avec des valeurs comprises entre 5 et 50 mm<sup>3</sup>/an.

Une étude de Karl Orishimo publiée en 2003 démontre un fort lien entre l'usure volumétrique et le risque d'ostéolyse avec les couples de frottement utilisant le polyéthylène conventionnel. Chaque augmentation du volume d'usure volumétrique de 40 mm<sup>3</sup>/an triple le risque d'ostéolyse à long terme.

## LES COUPLES MÉTAL-MÉTAL

Le couple métal-métal a été le premier couple de frottement utilisé pour les prothèses totales de hanche avec une première implantation en 1938. Ce couple a été utilisé entre les années cinquante et septante avec un alliage de CoCrMo coulé. Principalement en raison de mauvaises tolérances de fabrication, ce couple historique a donné généralement de mauvais résultats cliniques (usure et friction trop élevées).

Au début des années quatre-vingt, des observations « anecdotiques » ont été faites avec des patients ayant un couple métal-métal avec des résultats cliniques parfaits [2]. Une analyse des explants métal-métal a démontré que le jeu articulaire est le facteur primordial contrôlant les résultats cliniques de ces couples. Si le jeu est trop petit, le risque de grippage articulaire est important, ce qui induit un descellement acétabulaire. Si le jeu est trop important, l'usure volumétrique est trop importante et cette usure peut provoquer une métallose. Ces observations ont permis de « remettre » sur le marché en 1988 un couple métal-métal de deuxième génération ayant un diamètre soit de 28 mm, soit de 32 mm (FIG. 3).



Figure 3 - Couple métal-métal avec tête 28 et 32 mm

Suite aux bons résultats cliniques de ces couples métal-métal de petits diamètres (usure volumétrique de l'ordre de 0.5 mm<sup>3</sup>/an), des couples métal-métal de grands diamètres ont été développés au début des années 2000. Ce développement a été effectué aussi bien pour des prothèses de resurfaçage que pour des prothèses totales de hanche. Ces couples métal-métal de grands diamètres ont donné d'excellents résultats en laboratoire grâce à une bonne lubrification. Malheureusement, les résultats cliniques de ces couples métal-métal ont été décevants en raison de leur dépendance à une bonne lubrification. Dans le cas où cette dernière est assurée, cette solution donne des résultats « parfaits » sans risque de luxation. Dans le cas où la lubrification est mauvaise (mauvais positionnement et/ou mauvais design du cotyle), l'usure et la friction de ces couples sont trop élevées, ce qui induit des problèmes de métallose et des problèmes de corrosion des liaisons modulaires et donne des résultats cliniques insatisfaisants [3].

## LES COUPLES CÉRAMIQUE-CÉRAMIQUE

Le couple alumine-alumine a été le deuxième couple « alternatif » (FIG. 4) au couple métal-polyéthylène et a été développé en France par Pierre Boutin en 1970. Ce couple permet également de diminuer grandement l'usure volumétrique (usure volumétrique comprise entre 0.1 à 1 mm<sup>3</sup>/an).



Figure 4 - Couple alumine-alumine

En raison de la fragilité des composants en alumine et des conséquences catastrophiques de ces ruptures, l'utilisation de ces couples alumine-alumine est resté relativement confidentielle jusqu'au début des années 2000 et la mise sur le marché de la céramique composite BioloX Delta fabriquée par la maison CeramTec. Cette céramique est composée de 82 % d'alumine et 17 % de zircone (composition volumétrique) et elle possède une ténacité (résistance à la propagation des

fissures) deux fois plus élevée que l'alumine pure. Cette plus grande ténacité permet pratiquement d'exclure le risque de rupture *in vivo* et permet également de diminuer l'épaisseur des composants acétabulaires. Les ruptures d'alumine sont rencontrées principalement au niveau de l'insert acétabulaire et lors de l'utilisation de têtes avec col court.

Les résultats cliniques de ces couples alumine-alumine sont généralement excellents pour autant que le positionnement du cotyle se trouve dans une position anatomique (inclinaison ; 40° <=> 50° - antéversion ; 10° <=> 20°). Dans le cas où le positionnement du cotyle se trouve dans une position « alternative », un manque de lubrification peut induire des phénomènes de grincement audibles. Ces grincements sont parfois particulièrement gênants et peuvent être de ce fait une raison suffisante pour réviser le couple articulaire.

Le couple alumine-alumine est le seul couple tribologique permettant d'avoir de bons résultats cliniques avec des couples de grand diamètre (40 mm, 44 mm et 48 mm).

## LES POLYÉTHYLÈNES HAUTEMENT RÉTICULÉS

Cette nouvelle génération de polyéthylènes a été développée au milieu des années nonante et permet d'augmenter la résistance à l'usure grâce à la réticulation des chaînes polymériques. Cette réticulation permet de modifier la structure moléculaire du polyéthylène en créant des liaisons chimiques entre les chaînes et cette nouvelle structure induit une plus grande résistance à l'usure abrasive et adhésive.

La réticulation est créée soit par une irradiation électronique, soit par une irradiation par rayons gamma et ces deux types d'irradiation créent des radicaux libres responsables de la réticulation. Une fois la réticulation effectuée, il est particulièrement important d'éliminer autant que possible les radicaux libres résiduels afin de minimiser le risque d'oxydation à long terme de ces polyéthylènes hautement réticulés. Plusieurs technologies sont utilisées pour l'élimination des radicaux libres. Soit la fusion ou des traitements thermiques pour la première génération de polyéthylènes réticulés, soit l'addition d'agents anti-oxydation (typiquement de la vitamine E) pour la deuxième génération de polyéthylènes réticulés (FIG. 5).



Figure 5- Polyéthylène hautement réticulé + anti-oxydant

Ce type de polyéthylène est disponible commercialement depuis la fin des années nonante et les premières études cliniques à long terme démontrent non seulement une diminution de l’usure linéaire significative (usure linéaire de l’ordre de 2 – 20 µm/an | usure volumétrique nettement inférieure à 1 mm<sup>3</sup>/an pour des têtes ayant un diamètre de 28 mm), mais également, selon le registre australien 2014, une diminution du risque de révision à long terme, aussi bien pour les têtes métalliques que les têtes en céramique. La table HT24 de ce registre donne les pourcentages cumulatifs de révision suivants :

- Couple métal – polyéthylène conventionnel (13 ans) : 9,1 (8,5 – 9,7)
- Couple métal – polyéthylène hautement réticulé (13 ans) : 4,7 (4,4 – 5,0)

Cette différence est statistiquement significative.

- Couple céramique – polyéthylène conventionnel (10 ans) : 7,4 (6,5 – 8,3)
- Couple céramique – polyéthylène hautement réticulé (10 ans) : 4,6 (4,0 – 5,2)

Cette différence est statistiquement significative.

Ces excellents résultats ont permis également d’augmenter le diamètre articulaire des têtes jusqu’à un diamètre de 40 mm. Les études *in vivo* démontrent que l’usure linéaire est pratiquement indépendante du diamètre articulaire (valeur typique ; 10 µm/an). Cependant, l’usure volumétrique augmente en fonction du diamètre de la tête, comme le démontre le tableau suivant ;

DIAMÈTRE ARTICULAIRE	USURE VOLUMÉTRIQUE CORRESPONDANT À UNE USURE LINÉAIRE DE 10 MM/AN
28 mm	≃ 0.25 mm <sup>3</sup> /an
32 mm	≃ 0.30 mm <sup>3</sup> /an
36 mm	≃ 0.40 mm <sup>3</sup> /an
40 mm	≃ 0.50 mm <sup>3</sup> /an

Ce tableau démontre que l’usure volumétrique augmente en fonction du diamètre articulaire et que le couple métal – polyéthylène hautement réticulé de grand diamètre (40 mm) devrait être réservé aux patients où un tel diamètre est absolument indispensable.

Suite à quelques publications démontrant que les polyéthylènes hautement réticulés de première génération (particulièrement pour les polyéthylènes traités thermiquement) peuvent présenter des signes d’oxydation, des polyéthylènes hautement réticulés dopés notamment à la vitamine E ont été mis sur le marché. Cette vitamine est un antioxydant actif permettant de neutraliser la formation des radicaux libres responsables de cette oxydation. La vitamine E peut être introduite dans le polyéthylène soit par diffusion, soit par mélange lors de la consolidation du polyéthylène.

## RECOMMANDATIONS ET CONCLUSIONS

Au vu de la situation actuelle en juin 2015, il est possible de faire les recommandations suivantes pour les couples de frottement :

- le polyéthylène conventionnel peut être utilisé pour des patients sans grandes activités physiques ayant une espérance de vie inférieure à 10 ans ;
- malgré les bons résultats cliniques des couples métal-métal de petits diamètres (28 et 32 mm), cette technologie a trop été sous les projecteurs médiatiques pour être utilisée à grande échelle. La seule exception est les prothèses de resurfaçages où il n'existe pas (encore) d'alternative crédible aux couples métal-métal ;
- les couples céramique-céramique donnent de bons résultats cliniques, notamment pour les couples de grand diamètre (40 mm, 44 mm et 48 mm) avec des cotyles monoblocs. Ce couple doit être favorisé dans le cas où le chirurgien souhaite utiliser un tel diamètre ;
- Les couples gagnants sont très certainement les couples utilisant les polyéthylènes hautement réticulés avec des têtes soit métalliques, soit en céramique. Cette technologie permet de minimiser le risque de révision à 10 ans et plus et permet également d'utiliser des diamètres de têtes (32 mm ou 36 mm) ayant un très faible taux de luxation. Il est cependant préférable d'éviter les polyéthylènes hautement réticulés ayant des risques d'oxydation déjà publiés (particulièrement pour les polyéthylènes traités thermiquement), afin d'éviter de possibles défaillances à long terme.

## RÉFÉRENCES

1. Green TR, Fisher J, Matthews JB, Stone MH, Ingham E. **Effect of size and dose on bone resorption activity of macrophages by in vitro clinically relevant ultra high molecular weight polyethylene particles.** J Biomed Mater Res. 2000 Sep;53(5) ;490-7
2. Streicher RM, Semlitsch M, Schön R, Weber H, Rieker C. **Metal-on-metal articulation for artificial hip joints ; laboratory study and clinical results.** Proc Inst Mech Eng H. 1996;210(3) ;223-32
3. Langton DJ, Jameson SS, Joyce TJ, Gandhi JN, Sidaginamale R, Mereddy P, Lord J, Nargol AV. **Accelerating failure rate of the ASR total hip replacement.** J Bone Joint Surg Br. 2011 Aug;93(8) ;1011-6