

L'inerte et le vivant en orthopédie

The Inert and the Living in Orthopedic Surgery

Laurent Sedel

Chirurgie Orthopédique Arthroscopie - Fondation Saint Jean de Dieu - Clinique Oudinot - 2, rue Rousselet 75007 Paris.

Résumé

En chirurgie orthopédie il est quotidien d'implanter des matériels inertes : d'ostéosynthèses ou de prothèses : temporaires pour les premiers, définitifs ou supposés tels pour les seconds. De nombreux produits ont ainsi été utilisés : les métaux : acier de type 316L, alliages chrome cobalt, alliage de titane, métaux à mémoire de forme, les plastiques parmi lesquels : le polyéthylène, le ciment ou méthyl metacrylate, des phosphates tricalciques sous forme d'hydroxyapatite ou autres, sous forme massive ou granulaires, des céramiques de frottement comme l'alumine, la zircone, des métaux à surface céramisée. La liaison du vivant et du mort est l'objet de ce travail. Aucun matériel n'est véritablement inerte puisque son introduction produira des réactions locales ou générales encore mal connues. L'étude pluridisciplinaire de ces phénomènes, associant des ingénieurs, des biologistes, s'attachant à comprendre le mécanisme intime de dégradation des produits implantés, ainsi que le mécanisme des réactions de l'organisme à ces produits permettent de progresser. Il est possible en 2017 de remplacer une hanche par une prothèse en assurant une articulation normale : la hanche oubliée. Comment cela est-il possible ? Si les matériaux inertes peuvent être testés au laboratoire, l'évolution des tissus vivants au contact font l'objet d'études plus récentes. L'infection, l'allergie, les réactions à corps étrangers sont connues. Le remodelage des tissus vivants en fonction des contraintes aboutissant à une ostéoporose ou à une adaptation sont moins bien étudiés. Le tissu fibreux dense observé autour des couples alumine stabilise l'articulation et permet de comprendre l'absence de luxation à long terme, différant en cela des couples comportant du polyéthylène. L'avenir sera à la compréhension de ces mécanismes : cicatrisation des tissus alentour, mecanotransduction qui résume les processus de cicatrisation en fonction des contraintes locales.

Mots clés

- ◆ Hanche en céramique
- ◆ Genou en céramique
- ◆ Cicatrisation du tissu fibreux

Abstract

Orthopedic surgeons used many different materials for bone repair or joint replacement; as well as for scoliosis cure or bone replacement following tumor excision.

The relationship between inert and living tissues is of major relevance if we want to insure durability and utility of these materials. Regarding fracture repair, plates, bolts, nails, screws are used on a regular basis to treat fracture. But they are useless after bone healing; More difficult are joint replacement materials because they must provide service and clinical good results for the full remaining life of the patients. Stems materials are now usually made of titanium alloy; fixation could be cemented or cementless depending of the country and the habit, sliding materials are of extreme importance; metal or ceramic on polyethylene bring the problem of macrophagic reactions against polyethylene debris. While ceramic on ceramic used since more than 45 years produced a very low debris formation and experienced very good biological acceptance by the body. Fracture and noise are the most common arguments against this material, but in practice these phenomenon are very anecdotal. Advantages are clear especially in more active and young population; recently it has been shown other advantages of this material: lower infection burden and increase stability; the occurrence of a strong and dense fibrous tissue might explain these occurrence. We must insist on the place of France in these material innovations: Judet brothers, Paul Gramont, Gilles Bousquet, Pierre Boutin, Jean Dubousset and many others did participate in these innovations of inert materials in orthopedics.

Keywords

- ◆ Ceramic hip
- ◆ Ceramic knee
- ◆ Fibrous tissue healing

Les chirurgiens orthopédistes ont depuis très longtemps implanté des produits artificiels inertes que ce soit pour réparer les fractures ou pour remplacer les articulations. Il existe plusieurs objectifs : certains sont temporaires : la fixation des fractures ou des arthrodèses, le redressement des scolioses pour permettre une consolidation dans de bonnes conditions anatomiques : ces matériaux ne sont utiles que pendant la phase de formation du cal, et devraient idéalement disparaître ensuite.

Beaucoup plus exigeants sont les matériaux qui permettent le remplacement articulaire : ils doivent pouvoir être implantés toute la vie restante du sujet, tout en assurant la fonction pour laquelle ils ont été prévus.

Ce challenge est d'autant plus marqué que le patient est plus jeune avec une espérance de vie longue, que son exigence est importante en terme de pratiques physiques, de travail lourd, de sports, d'enfantement, tous ces éléments imposant des contraintes supplémentaires en intensité et en durée au matériel. Ceci explique pourquoi la réintervention pour changer une prothèse de hanche ou du genou reste très fréquente (Fig 1).

Correspondance

Pr Laurent Sedel

*Chirurgie Orthopédique Arthroscopie - Fondation Saint Jean de Dieu - Clinique Oudinot - 2, rue Rousselet 75007 Paris
Tél : 01 40 61 11 00 - E-mail : laurent.sedel@aphp.fr*

L'inerte et le vivant une histoire récente

Les chirurgiens de l'époque d'Ambroise Pare avaient bien noté que certains sujets vivaient bien avec des projectiles récoltés lors des batailles ou les éclats de mitrailles ou les pointes de flèches pouvaient rester dans le corps sans grand dommages. C'est Ollier, un chirurgien Lyonnais qui le premier avait inventé les arthroplasties : il retirait la tête de l'humérus ou la tête fémorale. Il obtenait d'ailleurs des résultats excellents sur la mobilité et l'indolence. Le patient restait boitant, raccourci mais récupérait une fonction améliorée. Certains ont eu l'idée d'y associer le remplacement de ce qu'ils retiraient par un matériel artificiel. Ces interventions commencent à la fin du 19^e siècle ; on utilise des billes d'ivoire, du buis taillé dont on fait les boules de billard, du plâtre de Paris pour remplacer la tête fémorale. Les véritables arthroplasties débutent avec les progrès de l'asepsie et de l'anesthésie au début du siècle dernier. Puis ils suivront l'évolution des matériaux disponibles. Première prothèse de hanche de Willes en acier, cupule de Smith Petersen ? Puis apparait la bakélite ou plexiglass qui va permettre aux frères Judet d'inventer en 1947 la première prothèse de hanche : une bille en bakélite entourant une tige en métal. Les premiers résultats sont publiés, puis seront suivis par Mac Kee Farrar : première prothèse totale en chrome cobalt, Ring : prothèse aussi en chrome cobalt qui tenait par impaction. Alfred Swanson à la même époque invente les premières prothèses articulaires des doigts en élastomère de silicone. C'est John Charnley qui réellement popularise la prothèse totale de hanche après un travail d'ingénieur sur les couples de frottement, grâce à son célèbre pendule. Sans oublier le travail de Vernon Roberts, un histologiste qui décrit les relations entre l'os et le ciment acrylique qu'il introduit au même moment. La voie d'abord par trochantérotomie, l'utilisation d'une petite tête pour réduire les débris d'usure et améliorer le coefficient de frottement, en font une des premières approches scientifiques du problème. Cependant la petite tige en acier peut casser et le plastique s'user (Fig 2). Dans les mêmes années, Postel et Merle d'Aubigné en France créent une évaluation chiffrée des résultats des interventions sur la hanche selon une cotation encore utilisée actuellement. Ils tentent de développer une alternative à la prothèse de hanche : la cupule suivant les essais de Smith Petersen aux USA. Citons les noms de Jean Michel Thomine, Jacques Duparc, Vernon Luck. Les résultats de ces cupules restaient cependant inférieurs à ceux de la prothèse (Fig 3). Par la suite, l'évolution se fera selon deux courants assez distinctes et souvent contradictoires voire contreproductifs ! Une approche purement marketing : histoire de se positionner sur le marché. Pour ne donner qu'un exemple : la prothèse de Charnley, reconnue comme le « gold standard » des prothèses totales de hanche sera copiée, régulièrement mal avec des résultats souvent inférieurs à la prothèse princeps : certains augmentent le diamètre de la tête fémorale, d'autres changent le dessin de la tige. Puis ce fut le métal back : plutôt que de fixer le cotyle par du ciment acrylique, on introduit le métal back : les résultats seront régulièrement inférieurs à la prothèse de Charnley cimentées et épaisses (M. Ritter et d'autres). Les prothèses sans ciment apparaissent en 1974 sous l'impulsion des frères Judet, de Gerald Lord. Elles se popularisent surtout aux USA Dans les années 90. Une autre approche, plus scientifique a consisté à tenter de comprendre ce que l'on faisait en remplaçant ainsi une articulation déficiente. Il fallait se poser des questions : les mécanismes de tolérance ou de rejet des produits implantés. Il fallait aussi développer des relations avec d'autres sciences : celle des matériaux, la biologie, les réactions aux différents produits, la Biomécanique. C'est par un laboratoire pluridisciplinaire comportant ces différentes compétences qu'il était possible d'apporter des éléments de réponse à nos questions. Comprendre ces mécanismes à la fois de la dégradation des produits implantés et des réactions de l'organisme devait permettre d'en améliorer les résultats en qualité et en pérennité. De cette compréhension doit découler leur amélioration, la perfection des formes, des procédés opératoires, augmenter la longévité de leur fonctionnement, la qualité des résultats évaluée par le ressenti des patients (PROMS pour patient related outcome measures) et plus par la satisfaction du chirurgien. Et ceci en diminuant l'agressivité chirurgicale et donc l'inconfort pour le patient. Dans le cadre des inventions ou les français ont pris régulièrement une part éminente, mentionnons les travaux de Jean Dubousset mondialement connu pour avoir inventé avec son collègue Cotterel la tige de fixation des scolioses après corrections : instrumentation de Cotterel-Dubousset connue dans le monde entier. Mentionnons aussi la prothèse inversée d'épaule due à notre collègue Paul Gramont de Dijon qui est maintenant utilisée dans le monde entier lorsque les muscles rotateurs de la coiffe sont détruits.

Le remplacement articulaire

L'articulation physiologique

C'est un système complexe dont le mécanisme est encore incomplètement connu. Le frottement se fait entre deux cartilages articulaires qui contiennent des proteoglycans et de l'eau. Ils fonctionnent un peu comme une éponge et sont sensibles à la pression de mise en charge et à la pression osmotique. La circulation de l'eau entre ces surfaces joue le rôle principal ; certaines protéines comme l'acide hyaluronique favorisent le glissement. La lubrification est de type elastohydrodynamique comme l'ont décrit les tribologistes de Leeds. La biologie ne permet pas actuellement de remplacer ces éléments physiologiques. Des tentatives à partir de cellules souches, colonisés sur des supports artificiels, ou d'autres essais ne sont pas pour le moment entrés en pratique ; Les seules solutions disponibles sont l'utilisation de matériaux inertes avec l'idée de remplacer la fonction mais pas de recréer une normalité physiologique.

Les produits implantés

Leur mode de fabrication, leurs qualités. La plupart des produits utilisés pour le remplacement articulaire sont dits inertes : ce qui signifie que biologiquement ils ne développent aucune réaction. En fait ils ne le sont jamais totalement ; disons qu'ils sont réactifs à des degrés divers liés aussi à leurs capacités de modifications après introduction dans l'organisme vivant. Les métaux se corrodent, c'est un mécanisme bien connu d'oxydation qui est activé dans ce milieu biologique très ionisé et riche en oxygène. Lorsque le métal est en plus soumis à des frottements répétitifs à petits débattements on parle de fretting corrosion à laquelle les métaux sont très sensibles. Le choix des matériels a suivi en fait l'utilisation de ces produits dans l'industrie lourde : l'avionique, le nucléaire, dont ils sont une retombée. Le titane par exemple a un fort potentiel pour faire un oxyde ; cet oxyde est plus dur que la surface naturelle du titane. Soumis à un frottement sous petit débattement, cette pellicule d'oxyde de titane se détache et vient abraser la surface du titane.

Ce phénomène crée et multiplie les débris de titane dans l'organisme. L'acier est moins sensible à cette détérioration de surface. C'est pourquoi les tiges en titane implantées dans du ciment pour peu qu'elles soient rugueuses ont donné des catastrophes (Fig 4) : Ling, Kerboul, Langlais et nous-mêmes (1) avons montré que des surfaces lisses permettaient d'éviter ce phénomène et assuraient une longévité reconnue de ce type de tiges cimentées. Le chrome cobalt est susceptible de développer une allergie. Responsable localement d'une réaction lymphoplasmocytaire qualifiée de ALVAL par les anatomopathologistes germaniques (Willert). Il présente une certaine toxicité locale due surtout au chlore hexavalent qui n'est pas éliminé ou très lentement. Beaucoup ont mesuré les taux de cobalt ou de chrome dans le sang ; mais ceci ne présage en rien des risques locaux d'inflammations. Ces risques sont plutôt liés à la petite taille des particules métalliques en très grands nombre. Cette inflammation est à l'origine des pseudo tumeurs voire de destruction locale massive atteignant les muscles ; ceci entraîne aussi de grandes difficultés à réopérer les patients puisqu'on ne pourra pas reconstituer tous les éléments détruits. Le chrome a été accusé d'induire des mutations génétiques sans qu'une augmentation de l'incidence des tumeurs malignes n'ait pu être prouvée sur de grandes séries à long terme.

Les aciers chirurgicaux de type 316L sont bien adaptés ; ils peuvent se corroder, surtout leur résistance mécanique est inférieure à celle du titane, mais ils restent une option valable, se justifiant plus comme matériel d'ostéosynthèse puisque leur torsion ou adaptation aux formes osseuse va les renforcer mécaniquement par un processus bien connu d'écrouissage.

La céramique d'alumine (Al₂O₃) a été introduite pour la première fois en 1970 comme matériel de frottement des prothèses de hanche. Il existait des applications dentaires de ces produits, mais c'est un chirurgien français : Pierre Boutin qui, au contact du patron d'une grande entreprise du sud-ouest : Ceraver, ont commencé à utiliser le couple céramique sur céramique pour couple de frottement. Après quelques déboires initiaux dues à la difficulté de fixer la céramique sur du métal, due aussi aux qualités inférieures de la céramique produite alors, ce couple a, avec le temps, démontré un certain nombre de qualités qui en font à ce jour le produit le plus utilisé pour des patients jeunes et actifs qui souhaitent faire du sport avec leur prothèse. Les avantages reconnus de ce couple de frottement sont la très faible quantité de débris d'usure : 4000 fois moins qu'un couple comportant du plastique, la mouillabilité, la tolérance biologique remarquable de ces débris qui induisent même un tissu fibreux dense qui paraît stabiliser l'articulation expliquant la diminution du risque de luxation à long terme avec ce couple. Plus récemment sortent des publications prouvant une réduction du risque infectieux par un facteur 2 (2). Toutes ces qualités sont réelles si le matériau est conforme en terme de composition chimique, de taille des grains, de densité, porosité, si les surfaces sont lisses, congruentes avec une différence des rayons de moins de 100µ et si les pièces sont pensées éliminant les risques de rupture. En effet on accuse ce matériel d'être fragile : ce qui est un terme mécanique définissant le type de fracture d'un matériau, mais qui ne signifie pas qu'il va obligatoirement casser. Le taux de fracture est très bas : moins de 1/2000 pour une période de 10 ans (3) (Fig 5). Parfois le frottement à sec génère un bruit, rarement permanent et gênant (4). Mais si ces bruits le plus souvent occasionnels et discrets, inquiètent peu les patients qu'il faut parfois rassurer, cela inquiète des chirurgiens lorsque l'environnement légaliste est prégnant comme aux USA.

D'autres céramiques ont été utilisées : la zircone qui est de texture différente, bi phasique et possiblement instable ce qui lui confère le risque de se dégrader avec le temps. Les céramiques dopées comme la céramique Delta produite par Ceramtec® comporte 80 % d'alumine et 20 % de zircone. Elle est plus résistante au début, sera-t-elle stable pour de très longues périodes ?

Les résultats cliniques de la céramique d'alumine restent très bons après plus de 30 ans avec de nombreux patients qui continuent à vaquer à toutes leurs occupations sans limitation y compris sportives ou de travail manuel lourd (5) (Fig 6).

Le polyéthylène haut densité est le plastique utilisé depuis presque 50 ans ; Il était au début utilisé sous forme massive et cimenté dans le cotyle. J. Charnley avait bien évoqué le problème principal : son usure qu'il avait estimé être de l'ordre de 0,1 mm par an. Par la suite ces débris de plastique ont été incriminés par certains comme Georg Willert pour être la principale cause des échecs de prothèses (6). On a même mesuré que plus les patients étaient jeunes, plus vite survenaient des géodes, des destructions osseuses ou des pertes de tenue des prothèses liées aux réactions macrophagiques inflammatoires générés par ces débris de polyéthylène. Avec le temps aussi, les séries ont montré une augmentation significative de luxations de prothèses (7) ce qui est actuellement dans les grandes séries américaines la cause principale des ré interventions. Alors que les prothèses comportant un couple céramique ne présentent pas ce défaut (8-10).

Le moyen de fixation des prothèses à l'os

Il reste encore en débats. Initialement C'est une résine : le méthyl-méthacrylate appelé à tort le ciment qui a été popularisé par John Charnley ; Le ciment acrylique, classique chez les chirurgiens-dentistes a été pour la première fois utilisée par Habboush en orthopédie. On a pu lui reprocher des baisses de tension lors de son introduction, ce qui a conduit initialement à quelques décès. Ce produit permet de remplir les vides, d'assurer ainsi une tenue immédiate de la prothèse tout en permettant un positionnement prévu. Il a été progressivement supplanté, surtout aux USA par les méthodes sans ciment. Ce procédé sans ciment avait été initié en France par Robert Judet puis Gerald Lord. Charles Engh l'a introduit aux USA. Le métal est en contact direct avec l'os. Des irrégularités de surface, un grillage, des billes assurent l'interpénétration du métal avec l'os et la tenue sur le long terme. Le problème est la nécessité d'une tenue mécanique : coincement initial pour permettre à la repousse osseuse d'assurer la tenue à long terme. Certains ont ajouté à la surface du métal un produit biologiquement actif : l'hydroxyapatite qui accélère la repousse osseuse (Vidalain). Il pourrait aussi sur le long terme être facteur de réactions à ses débris lors de sa dégradation. La fixation sans ciment peut aussi avoir des effets pervers, puisque obligeant à utiliser des tiges massives chez des patients âgés qui ont un canal médullaire plus large que les jeunes. Ou induire une certaine rétroversion facteur éventuel de luxation. Ce qui a justifié le développement de tiges modulaires corrigeant ce défaut mais apportant d'autres problèmes. Alors que la tige cimentée pouvait être mieux positionnée d'emblée Le débat entre ciment et sans ciment n'est toujours pas tranché (Fig 7). Certaines données provenant des registres montrant une supériorité pour les prothèses cimentées. Mais beaucoup de chirurgien ne sont plus formés à l'utilisation du ciment qui apparaît comme un produit ancien, démodé. Les prothèses sans ciment sont aussi plus onéreuses, expliquant parfois un intérêt purement financier de la part des industriels.

Les systèmes de visée

Plus récemment pour positionner les pièces dans de bonnes conditions, ils font l'objet d'une recherche mondiale. Elles permettraient mieux d'assurer les angles adéquats des pièces dans la « zone de sécurité » qui éviterait les luxations.

Ces matériels sont couteux, et pour le moment aucune étude clinique sérieuse n'a montré leur supériorité en termes de résultats cliniques. Une recherche française de qualité menée par Philippe Merloz et Philippe Cinquin de Grenoble est là à mentionner. Les voies d'abord font l'objet de débats sans qu'un consensus n'existe même si la voie postérieure qui peut être réduite en taille jusqu'à 8 cm soit la plus utilisée dans le monde. La voie antérieure, initiée en France est actuellement popularisée aux USA. Les techniques de rééducation, ont évolué de façon importante, sans nécessairement apporter un plus très significatif en terme de qualité de résultats ou de réduction des réinterventions. L'évolution vers le « minimal invasive surgery » peut associer une petite voie cutanée à des dégâts musculaires importants en profondeur. Chaque voie d'abord a ses avantages et inconvénients. Seules quelques innovations émergent : la prothèse à double mobilité lancée en France par Gilles Bousquet est actuellement très populaire ; elle réduit de façon importante le risque de luxation dans les suites opératoires mais comporte pour le long terme des risques liés à l'utilisation d'un implant en polyéthylène massif avec deux surfaces de frottement contre du métal. On la réserve aux patients les plus âgés. Les modifications successives de la prothèse de Charnley comme le métal back : mettre le polyéthylène dans une coque en métal, ou augmenter la taille de la tête se sont toutes révélées comme des modifications non valides du concept initial de Charnley. Le polyéthylène initial a été aussi « amélioré » : dopé aux fibres de carbone, vitrifiée en surface. Plus récemment le polyéthylène irradié greffe : « highly cross linked » gagne en popularité. On a pu démontrer une réduction de la pénétration des têtes prothétiques dans ce nouveau matériau, et une réduction des débris d'usure. Ceci au dépend d'une fragilité plus grande, de particules plus petites et potentiellement plus réactives. Les premiers résultats à 10 ans semblent montrer une supériorité du polyéthylène irradié sur un polyéthylène stérilisé à l'air. Son devenir à long terme chez des patients actifs et jeunes n'est pas encore connu.

Comment prévoir le devenir d'une prothèse une fois introduite dans l'organisme ?

L'introduction d'un biomatériau inerte dans l'organisme va entraîner plusieurs changements : du matériau d'abord en terme de corrosion, de vieillissement, d'usure, de débris, de fracture de fatigue, pour l'organisme ensuite qui peut se trouver agressé et va réagir : remodelage de l'os en fonction des contraintes, remodelage du système ligamentaire en fonction des efforts.

Pour appréhender ces modifications, de nombreux tests normalisés ont été proposés et imposés par la législation pour obtenir les agréments de vente dans les différents pays. La plupart l'ont été a posteriori. Beaucoup ne permettent pas en fait de présager du devenir du produit une fois introduit. Par exemple les cultures cellulaires sur fibroblastes sont la règle ; le ciment acrylique dans ce modèle donne des résultats très négatifs. Alors qu'introduit chez l'humain depuis plus de 50 ans, il persiste sans changement majeur pour de très longues périodes. L'oxyde de zirconium ou zircone qui a été utilisée comme tête de prothèse de hanche, passait bien les tests normalisés. Sa mauvaise conduction thermique et la détérioration de sa surface avec le temps, liée au changement de phases de cette céramique biphasique, expliquent les mauvais résultats enregistrés chez les patients.

Les études sur modèles animaux permettent d'étudier une fonction particulière mais généralement pas une prothèse dans son ensemble. La plupart des animaux d'expérience sont des quadrupèdes avec une anatomie très différente. Finalement seuls les registres qui permettent de suivre tous les patients opérés avec un matériel donné sur une longue période et de façon exhaustive permettent d'avoir une bonne appréhension des problèmes. En France Ces registres n'existent pas ; La sécurité sociale a accès aux matériels implantés mas sans détails cliniques. La loi contraint à la déclaration d'évènements indésirables, ce qui entraîne plusieurs difficultés : comment définir un tel évènement et le chirurgien va-t-il le temps de faire cette déclaration ?

Les simulateurs articulaires permettent de reproduire des cycles de charge sur des prothèses réelles ; ils sont utiles, mais là encore les contraintes de temps, de stabilisation en PH et température, peuvent expliquer certaines divergences avec le réel. Les liquides reproduisant le liquide articulaire sont discutés car ils peuvent introduire des biais.

La simulation virtuelle progresse. Les modèles mathématiques permettent de jouer sur les dessins, les efforts, le positionnement des pièces et de réaliser ainsi des interventions virtuelles en s'approchant du réel. Ces méthodes sont en progression constante et tendent à remplacer les simulateurs mécaniques et même dans le futur les essais humains tout au moins au début.

Car au final ce sera toujours l'étude des séries cliniques sur des périodes longues qui permettront de connaître la valeur d'un produit ; il faudra pour cela utiliser des critères quantifiés ainsi que l'évaluation personnelle des patients selon les procédures PROMS (patient related outcome measurements).

Moins bien connus et étudiés sont les modifications des tissus vivants à l'introduction des matériels ou à leur débris. Comment la capsule cicatrise après l'intervention ? Les ligaments vont-ils se recréer forts et efficaces, ou seront-ils distendus par un épanchement articulaire ? Et l'os : observera-t-on une adaptation par remodelage osseux aux nouveaux régimes des contraintes selon les lois de Wolff ? Et les ligaments : pourront-ils après introduction d'une prothèse du genou se recréer efficaces, ou resteront-ils distendus, expliquant en partie la relative insatisfaction des porteurs de prothèse du genou (50 % contre 8 % pour les porteurs de prothèse de hanche). Pour beaucoup de ces interrogations, la réponse n'est pas acquise. Seuls l'observation, l'analyse radiologique, les nouvelles techniques d'imagerie comme l'EOS, le procédé MAVRIC qui permet d'éliminer les artéfacts dus au métal en Imagerie par résonance magnétique, les études anatomopathologiques lors des ré interventions, pourront apporter des éléments de réponse. D'autres études plus fondamentales sur l'évolution du tissu fibreux ou de l'os dans des mécanismes appelés mechanotransduction : ou comment les tissus vivants s'adaptent à de nouveaux régimes des contraintes ? Pourront peut-être un jour être mieux compris et donc contrôlés.

Conclusion

En cent ans on est parvenu à remplacer une hanche de façon régulière par une prothèse qui peut durer toute la vie et qui va apporter au patient un résultat parfait : la hanche oubliée comme nous la qualifions habituellement.

Mais ceci n'est pas le cas de toutes les articulations : le genou reste encore avec un taux d'insatisfaction notable, de même que l'épaule qui pose aussi le problème de leur longévité sans réintervention. Les débats sur les voies d'abord, la fixation avec ou sans ciment, le meilleur couple de frottement restent ouverts. Les matériaux choisis doivent pour le moment rester les mieux adaptés à leur but.

Puisqu'il n'est pas réalisable de remplacer réellement les tissus pathologiques par des tissus sains, il faut se résoudre à ne remplacer que la fonction déficiente et pour cela utiliser l'inerte au mieux. Une meilleure connaissance des processus cicatriciel de réparation naturelle des tissus, associés à une sélection fine des matériaux artificiels, peut permettre d'utiliser les fonctions support de ces matériaux pour gérer la cicatrisation des tissus. C'est ce qui se passe avec les matériaux phosphocalciques artificiels et dans une certaine mesure avec la céramique d'alumine dont les capacités de formation de tissu fibreux dense, semblable à un appareil capsulo-ligamentaire pourrait être utilisé pour remplacer au mieux des articulations comme le genou ou l'épaule.

Discussion en séance

Question de B Goudot

Combien coûte une prothèse en acier ? en céramique ? Productivité ?

Réponse

Les prix en France sont fixés par le gouvernement : LPPR : autour de 700 euros pour une tige, 1000 euros pour un couple céramique ; mais ces prix sont très différents selon les pays et les régimes d'assurance maladie.

Question de F Richard

Avec l'allongement de la durée de vie, quel sera le coût des changements de prothèses à 5, 10 ou 15 ans ?

Réponse

Il faut plutôt raisonner en pérennité des implants ; nous avons publié nos résultats à 30 ans de recul.

On peut considérer que seuls 10 à 20 % de la population auront besoin de faire changer leur prothèse ; Ceci est lié à l'amélioration des techniques et surtout des matériaux ; Avec Les couples céramique sur céramique pratiquement inusables et biologiquement inertes, la durée peut être très longue.

Question d'H Coudane

Merveilleux exposé. Échec des ligamentoplasties. Prothèse rotatoire céramique/céramique au niveau du genou ?

Réponse

Je suis heureux que tu aies saisi mon message : les débris d'alumine créent un tissu fibreux dense qui peut faire office de ligament ; c'est un sujet de recherches en soit auquel on s'attelle depuis peu. Puisque cela pourrait conduire à une prothèse tout céramique du genou qui rejoindrait la prothèse de hanche en ce qu'elle pourrait être oubliée laissant au patient la capacité à mener une vie normale y compris sportive ou dans les métiers lourds.

Question de R Villet

Maîtriser le conjonctif. Travaux de Masquelet : fixateur externe/membrane. Shrinking différent selon les matériaux.

Réponse

Et oui, maîtriser le conjonctif, un de nos espoirs commun dans différentes disciplines chirurgicales ; nous manquons cruellement de recherches fondamentales sur cellules souches et formation de tissu fibreux, ainsi que les mécanismes de la mécano transduction : système adaptatif aux contraintes. Vaste programme.

Références

1. Langlais F, Kerboull M, Sedel L, Ling RS. The French paradox. *J Bone Joint Surg Br.* 2003;85:17-20.
2. Pitto RP, Sedel L. Periprosthetic Joint Infection in Hip Arthroplasty: Is There an Association Between Infection and Bearing Surface Type? *Clin Orthop Relat Res.* 2016;474:2213-8.
3. Hannouche D, Zaoui A, Zadegan F, Sedel L, Nizard R. Thirty years' experience with alumina-on-alumina bearings in total hip arthroplasty. *Int Orthop.* 2011;35:207-13.
4. Cogan A, Nizard R, Sedel L. Occurrence of noise in alumina-on-alumina total hip arthroplasty. A survey on 284 consecutive hips. *Orthop Traumatol Surg Res.* 2011;97:206-10.
5. Hannouche D, Devriese F, Delambre J, Zadegan F, Tourabaly I, Sedel L et al. Ceramic-on-ceramic THA Implants in Patients Younger Than 20 Years. *Clin Orthop Relat Res.* 2016;474:520-7.
6. Willert HG, Bertram H, Buchhorn GH. Osteolysis in alloarthroplasty of the hip. The role of ultra-highmolecular weight polyethylene wear particles. *Clin Orthop* 1990;258:95-107.
7. Bozic KJ, Kurtz SM, Lau E, Ong K, Vail TP, Berry DJ. The epidemiology of revision total hip arthroplasty in the United States. *J Bone Joint Surg Am.* 2009;91:128-33.
8. Hernigou P, Homma Y, Pidet O, Guissou I, Hernigou J. Ceramic-on-ceramic Bearing Decreases the Cumulative Long-term Risk of Dislocation. *Clin Orthop Relat Res* 2013;471:3875-82.
9. Pitto RP, Garland M, Sedel L. Are ceramic-on-ceramic bearings in total hip arthroplasty associated with reduced revision risk for late dislocation? *Clin Orthop Relat Res.* 2015; 473:3790-5.
10. Vendittoli PA, Riviere C, laVigne M, LaVoie P, Alghamdi A, Duval N. Alumina on alumina versus metal on conventional polyethylene: A randomized clinical trial with 9 to 15 years follow-up. *Acta Orthop. Belg.* 2013;79:181-90.



Figure 1 : Différentes prothèses de hanche après leur ablation pour différentes raisons.



Figure 2 : Fracture d'une tige de Charnley implantée depuis plus de 20 ans.

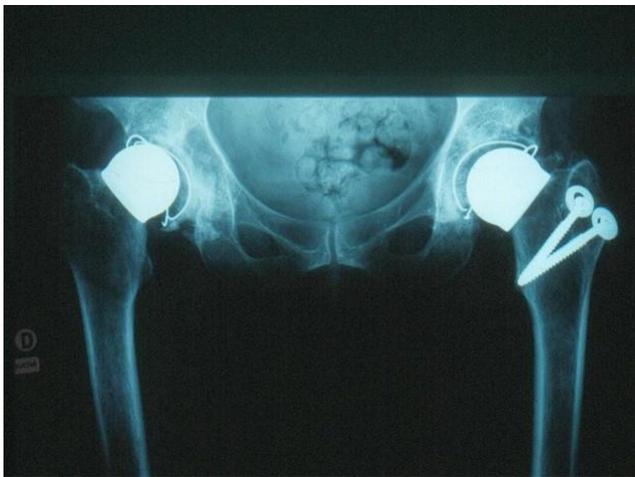


Figure 3 : Double cupule de hanche métal/polyéthylène de type Wagner qui se sont avérées être des échecs massifs.



Figure 4 : Tige en titane rugueuse : échecs massifs dus à l'oxydation en surface du titane qui frottait contre le ciment.

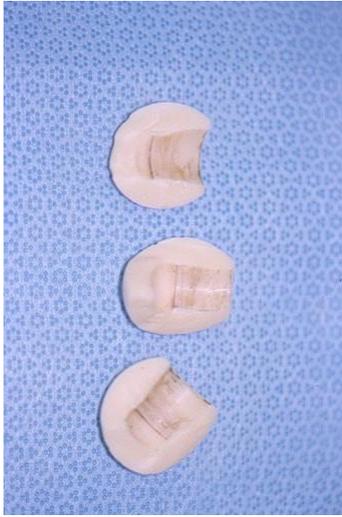


Figure 5 : Fracture d'une tête en céramique : ces phénomènes sont devenus très exceptionnels.

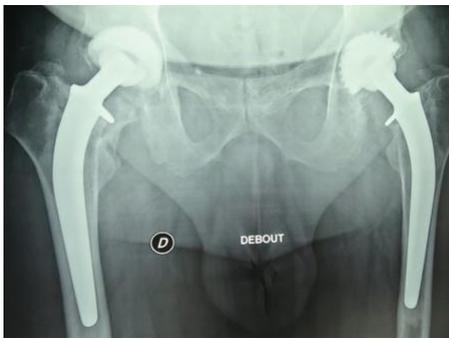


Figure 6 : Aspect radiologique de deux prothèses de hanche tout céramique au recul de 30 ans : le patient a vécu sa vie normalement sans restriction.



Figure 7 : Système de fixation du cotyle sans ciment ; A 20 ans ce modèle donne des résultats bons dans 90% des cas sans réintervention.