

La prothèse sans ciment porométal de Robert Judet

Thierry Judet et Marc Siguier

Paris

Résumé – La chirurgie de remplacement de la hanche est arrivée à une certaine maturité et repose aujourd’hui sur quelques concepts si ce n’est indiscutables, du moins très fortement ancrés. Robert Judet, quand il a imaginé et conçu à l’aube des années soixante-dix la prothèse sans ciment en porométal, a été totalement novateur en apportant à la chirurgie orthopédique mondiale à la fois des idées nouvelles et leur mise en application. Le pilier de cet apport est l’idée de la fixation biologique par réhabilitation active par repousse osseuse dans les irrégularités de surface des implants : si le choix des matériaux comme le type de surface de réhabilitation ont évolué, le concept n’a pas pris une ride. Il en va de même du dessin de l’implant et de sa technique de pose dominés par l’objectif permanent d’obtenir une stabilité mécanique initiale rendant possible la fixation biologique secondaire. Enfin cette prothèse a introduit en chirurgie de la hanche la modularité de la fixation cervico-céphalique par le cône Morse. Ainsi, après avoir en 1947, avec son frère Jean, été l’initiateur des remplacements de la tête du fémur, Robert Judet en 1971 a posé et mis en œuvre les fondements des prothèses sans ciment.

Mots clés: prothèse de hanche sans ciment, tige fémorale sans ciment, cotyle sans ciment.

Abstract – Today’s hip replacement surgery is roughly mature and most of the concepts are strongly established and accepted. It was not the situation in the late sixties and early seventies when Robert Judet imagined and conceived the so called Porometal cementless hip prosthesis. The reason for his intellectual approach was the high rate of failure of cemented prostheses probably due to a bad design, but due to the cementation according to R. Judet. The main innovation was the concept of biological fixation by bone ingrowth in a rough metallic surface, but number of other new concepts were imagined and applied. Mechanical initial stability by the way of square shaped femoral stem, precise ancillary tools to acetabular and femoral implantation, metal-back acetabular component and last but not least, head and neck prosthetic junction by the way of a Morse taper. This prosthesis has been used during a short period of less than fifteen years, quickly abandoned because of mechanical failure widely due to its manufacturing. Even if none of those completely innovative concepts have been patented by Robert Judet, most of them are still, all around the world, the bases of cementless hip replacements.

Keywords: cementless total hip arthroplasty, cementless femoral stem, cementless acetabular cup.

Introduction

La chirurgie de remplacement de la hanche née à la fin des années quarante, balbutiante durant les années cinquante, a pris son essor dans les années soixante avec le principe de prothèse totale. Dans cette période de défrichage, beaucoup de possibilités ont été explorées en termes de matériau, couple de frottement, dur-dur déjà ou métal-poly-éthylène, de diamètre de tête, de dessin des tiges, de modalités de fixation des implants au squelette receveur. Si beaucoup d’options testées ont été ultérieurement abandonnées, la tendance en fin des années soixante était très fortement orientée vers l’usage du ciment pour fixer des prothèses monobloc avec couple en règle métal-polyéthylène porté par des tiges longues à ancrage diaphysaire plus ou moins étendu. L’implantation sans ciment était en règle réservée aux prothèses céphaliques simples (prothèses de Moore) et ne faisait appel qu’aux vertus, souvent plus théoriques que réelles, d’un calage osseux simple.

Pourquoi l’idée d’une fixation radicalement différente ?

La qualité et la pérennité de la fixation des composants prothétiques au squelette du receveur ont été, dès les premières

tentatives de remplacement articulaire, une vraie question, comme en témoigne la mobilisation précoce des implants historiques de première génération, prothèse acrylique de J. et R. Judet puis sa version métallique à ancrage seulement cervico-trochantérien ou prothèses de Moore non cimentées à ancrage trochantéro-diaphysaire. Le scellement acrylique prôné par John Charnley semblait devoir apporter une solution comme en témoignaient déjà les résultats qu’il présentait. Cependant sont apparus des échecs par descellement précoce ou secondaire. Bien que très probablement multifactoriels (mauvais dessin ou mauvais concept de prothèse, technique chirurgicale non optimale ou non adaptée, mauvaise réalisation du scellement lui-même), ces échecs ont fait parler d’une « maladie du ciment » avec une évolutivité propre du descellement quand il était avéré.

C’est dans un tel contexte que se trouvait Robert Judet en 1968 : concepteur, en collaboration avec les sommités de l’époque de la biomécanique, d’une prothèse cimentée courte à ancrage essentiellement métaphysaire (fig. 1), il s’est trouvé confronté à un taux massif de descellements précoces. L’analyse de cette série catastrophique des prothèses dites de Robert Judet à queue courte a été à l’origine de la réflexion qui a mené à la conception des prothèses sans ciment à fixation biologique par réhabilitation osseuse d’une surface porteuse d’irrégularités ad hoc.



Figure 1. La prothèse cimentée dite « RJ Petite Queue ».

Le concept de prothèse sans ciment et la prothèse porométal de Robert Judet : « Un métal qui accueillerait l'os au lieu d'un ciment qui viole l'os » [1]

La réflexion et les expérimentations commencées en 1968 ont permis les premières implantations de cette prothèse en novembre 1971. L'analyse de la démarche comporte certes la compréhension du principe fondateur et des options retenues pour le mettre en œuvre, mais aussi des autres innovations apportées dans cette prothèse.

L'essentiel de cette démarche a été présenté par Robert Judet et son équipe dans le cadre des Journées de Garches de 1974 et publié dans le fascicule correspondant [1].

La fixation biologique par réhabilitation osseuse de la surface de la prothèse et ses moyens (matériau et taille des porosités)

Ce concept s'est appuyé sur les résultats d'une expérimentation d'implants chez le chien, expérimentation dont Robert Judet lui-même doutait de la validité (échantillons non en charge, trop bonne volonté du chien pour réhabiter un corps étranger intra-osseux). Le principe était d'avoir un contact os-métal direct que possible et sur une surface développée aussi importante qu'il est possible de la créer par les irrégularités de surface. C'est sur cette fixation directe de l'os vivant sur le métal que repose la pérennité de la tenue de l'implant : il est impératif que cette stabilisation « biologique » prenne le relais de la stabilité mécanique initiale pour espérer une tenue au long cours de la prothèse.

Le matériau retenu a été l'alliage de chrome-cobalt-nickel-molybdène, ou stellite : ce choix reposait en grande partie sur son excellente tolérance osseuse, comme en témoignait l'extrême difficulté à retirer les vis en Vitallium®. La taille des porosités allait de 200 microns à 2 millimètres, identiques sur toutes les zones de la prothèse en contact avec l'os receveur, qu'il soit spongieux ou cortical, cotyloïdien ou fémoral. L'option d'un revêtement surajouté avait été rejetée au profit d'une continuité structurelle entre le corps des composants prothétiques et la surface de réhabilitation. La technologie mise en œuvre par le fabricant (Tornier à Saint-Ismier, France) était une fonderie sous pression dans des moules pelables à cire perdue. Ainsi était obtenu le porométal.

Dessin des implants, gamme des tailles et conception de l'ancillaire

L'ambition d'obtenir une réhabilitation osseuse du porométal, véritable consolidation osseuse, sous-entendait une stabilité mécanique initiale parfaite des implants dans l'os receveur. Cela explique les impératifs concernant les éléments suivants.

• Le dessin des implants

Au niveau du cotyle (fig. 2), la stabilisation initiale maximale a fait choisir une forme cylindrique. L'avantage en était un usinage facile de l'os receveur par un jeu de fraises de tailles croissantes, sous-dimensionnées au diamètre de 2 millimètres par rapport à l'implant final pour imposer une impaction en force (qui deviendra le concept de « *press-fit* »...). La stabilité obtenue était sûrement maximale, en théorie meilleure que celle conférée par une morphologie hémisphérique dont l'avenir nous apprendra que, associée aux irrégularités de surface destinées à la réhabilitation osseuse, elle est suffisante pour obtenir une stabilité pérenne par repousse osseuse. Cette forme hémisphérique sera évidemment beaucoup plus économe du capital osseux acétabulaire. L'insert en polyéthylène irradié serti dans le cylindre de porométal en faisait le premier cotyle polyéthylène « *metal-back* », concept qui ultérieurement fera couler beaucoup d'encre [2].

Le dessin de la pièce fémorale (fig. 3) était également orienté vers une stabilité initiale optimale, reposant sur trois caractéristiques : une morphologie conique tant dans le plan coronal que dans le plan sagittal et une section rectangulaire pour une meilleure stabilité en rotation [3]. Un aileron trochantérien, mince et fenêtré, venait renforcer cette stabilité rotationnelle. Enfin une large collerette venait s'appuyer sur la tranche de col préparée pour la recevoir par l'usage d'une fraise à lame guidée par le gabarit d'essai correspondant à la prothèse implantée. Enfin, et cela deviendra aussi un sujet de controverses passionnées, les tiges fémorales étaient irrégulières et réhabilitables jusqu'à leur extrémité distale.

• La gamme des tailles

Les impératifs de stabilité mécanique initiale sous-entendaient une adaptation à l'anatomie squelettique en termes de morphologie et surtout de taille des implants. La série initiale de quatre tailles de fémur a rapidement été augmentée à six.



Figure 2. La gamme des cotyles cylindriques porométal.

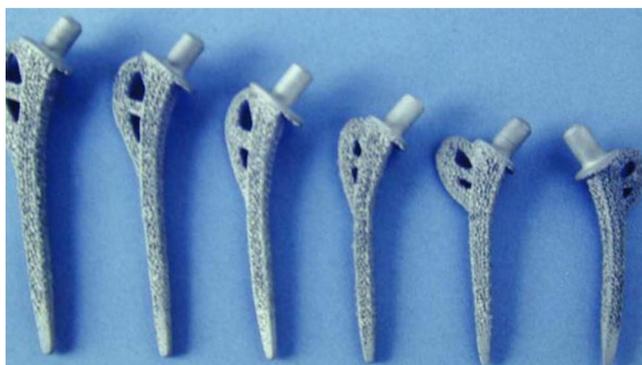


Figure 3. La gamme des pièces fémorales.

La série initiale de six cotyles, de quarante à soixante millimètres de diamètre avec un pas de quatre millimètres, a également été complétée rapidement par deux grandes tailles, soixante-quatre et soixante-huit millimètres de diamètre : ce sont les ancêtres de celles qui prendront ultérieurement le nom de « *Jumbo cups* », le plus souvent destinées à la chirurgie de reprise.

• Le concept de l'ancillaire

Dans la prothèse cimentée, l'effet de comblement par le ciment lors de l'implantation autorise une tolérance assez large lors de la préparation osseuse du cotyle comme du fémur. Par contre en matière de prothèse sans ciment, l'ajustage précis des implants au squelette receveur devenait une nécessité tant pour favoriser la stabilité initiale que pour faciliter la fixation secondaire par réhabilitation osseuse des porosités du métal. Un espace entre squelette receveur et prothèse pouvait éventuellement se combler comme cela a été d'observation non exceptionnelle en particulier au niveau du cotyle. En revanche, il était admis [4] qu'au-delà de deux millimètres, cette réhabilitation devenait aléatoire. En même temps qu'étaient conçus les implants, ont été dessinées toutes les pièces d'un ancillaire spécifique, adapté à chaque taille de pièce tant

au cotyle qu'au fémur. Il s'agissait pour le cotyle d'une gamme de fraises, manuelles, et de gabarits cylindriques d'essai correspondant à chaque taille d'implant. Au fémur, de la même manière, la préparation était menée par le passage premier d'une râpe fine d'approche, suivi de l'introduction de gabarits à impaction de taille croissante jusqu'à la taille définitive. Dans les deux cas, la préparation restait sous-cotée par rapport à la taille de l'implant définitif avec nécessité d'une impaction en force. Tout ce concept d'ancillaire était novateur et adapté au concept d'implantation sans ciment : aujourd'hui, avec des modifications minimales, il est notre quotidien des prothèses sans ciment...

Le cône Morse, autre concept novateur de la prothèse porométal de Robert Judet

Avant cette prothèse, tous les implants fémoraux étaient monobloc au niveau de la jonction col-tête. Robert Judet était un fervent défenseur des cotyles polyéthylène rétentifs par englobement de la tête fémorale prothétique dans une cavité cotyloïdienne recouvrant plus de 180°. L'adaptation de ce concept au métal-back cotyloïdien était difficile, la contrainte sur le polyéthylène serti en force dans son enveloppe métallique rendait aléatoire les possibilités de réduction peropératoire de la tête prothétique dans ce cotyle rétentif dont l'orifice d'entrée était devenu inextensible. D'où l'idée d'une réduction de la tête dans le cotyle « en usine », la manœuvre peropératoire devenant une « réduction du col prothétique dans la tête ». Robert Judet avait l'expérience d'une jonction à ce niveau, mais gardée intentionnellement mobile par le biais d'une articulation intracéphalique métal-métal (prothèses Tory-bloc Tornier 1965). Expérience catastrophique, cette mobilité, destinée à économiser le polyéthylène du cotyle sus-jacent, se faisait au prix d'une usure massive du pivot métallique avec signes majeurs de résorption des débris. Fort de cette expérience, une jonction solide tête-col était recherchée et a été obtenue par la réalisation d'un cône Morse, de 15 millimètres de diamètre d'entrée avec une pente de 1°. Même s'il n'en a pas tiré parti, comme le feront ses successeurs, pour adapter la longueur du col prothétique par l'usage de têtes de



Figure 4. La surface irrégulière et réhabitable du pomométal : plages de réhabitation sur des explants, fémoral et cotyloïdien.

profondeurs variables, il faut rendre à Robert Judet le mérite d'avoir introduit dans la chirurgie de la prothèse de hanche ce mode de jonction tête-col par cône Morse, aujourd'hui universellement utilisé sur toutes les prothèses modulaires que la tête soit en métal ou en céramique et quel que soit le matériau de la tige.

Vie et mort des prothèses sans ciment de Robert Judet et retentissement sur la chirurgie de la hanche

Posés à partir de novembre 1971, les résultats de la série continue des 335 premiers cas ont fait l'objet d'une première analyse présentée aux Journées de Garches de mai 1974 [1]. Cette série était disparate et comportait à côté de coxarthroses standards et de dysplasies bénignes, des grandes malformations, des luxations hautes, des désarthrodèses et des reprises de prothèses. Les résultats, vus avec notre œil d'aujourd'hui, en sont mitigés mais globalement plutôt satisfaisants pour la courbe d'apprentissage d'un processus où tout était nouveau.

Cette expérience a été menée sous l'impulsion et avec l'optimisme de Robert Judet jusqu'à son décès en 1980 et poursuivie par ses proches collaborateurs jusqu'au milieu des années quatre-vingt [5, 6]. Pour des motifs extra-scientifiques, un suivi systématique exhaustif au long cours de ces implants n'a pas pu être poursuivi comme R. Judet en avait émis le souhait. Cependant de nombreux enseignements ont pu être tirés tant de l'observation clinique à court et moyen terme que du résultat des modifications proposées dès les premières années, et enfin et surtout de l'analyse avec des reculs de plusieurs dizaines d'années des patients encore porteurs de tout ou partie de leur prothèse initiale (fig. 4, 5).

Beaucoup de points positifs ont été mis en évidence

Tout d'abord la réalité clinique, radiologique mais aussi anatomopathologique du concept de fixation biologique par repousse de l'os au contact du métal (fig. 4).

La bonne reproductibilité du geste chirurgical appuyé sur un ancillaire qui s'est avéré d'emblée efficace.

L'efficacité du cône morse qui malgré une impaction *in situ* sûrement aléatoire, n'a pas failli et n'a été responsable d'aucune complication identifiable.

Les résultats très prometteurs des prothèses sans ciment dans les reprises d'échecs de prothèses préalables, avec déjà des images impressionnantes de reconstruction osseuse autour de tiges qui n'étaient ni verrouillées, ni en titane, ni recouvertes d'hydroxyapatite...

Des phénomènes indésirables ont été observés

Ils ont fait en leur temps l'objet d'interprétations variables dont souvent la suite de l'histoire a révélé le caractère erroné. Leur analyse a justifié des évolutions :

• Au niveau fémoral

Des douleurs de cuisse [7] avec des aspects radiologiques non univoques : parfois image interprétée comme normale, et ce n'est qu'avec l'expérience que l'on a appris la difficulté de l'interprétation sémiologique des aspects radiologiques de l'interface os/prothèse dans les prothèses sans ciment; des échecs manifestes de fixation avec leur cortège douloureux ont pu se voir avec des radiographies interprétées comme normales, en particulier sans aspect de liseré attaché au descellement des prothèses cimentées.

Des aspects géodiques en bout de tige plus ou moins contemporains d'un épaissement cortical en regard ont fait parler de « syndrome d'adaptation difficile » en rapport avec la concentration de contraintes à cette jonction du fémur proximal, rigidifié par la prothèse et ne bénéficiant pas de l'amortissement relatif du ciment, et du fémur distal vierge et souple.

Enfin et surtout un nombre non négligeable de ruptures d'implant a été déploré, survenant parfois à bas bruit, mais souvent précédées de phénomène douloureux.

L'analyse de ces problèmes fémoraux a secondairement fait incriminer le processus de fabrication, entraînant des irrégularités de structure et des zones de fragilité des pièces coulées et non forgées. En 1976, des correctifs ont été apportés tant dans la fabrication que dans les contrôles de qualité et ont très largement raréfié les problèmes fémoraux.

L'observation et le suivi radiologique des patients avec des reculs au-delà de 30 ans, toujours porteurs de leurs tiges fémorales, voire également pour certains du carter cotyloïdien dont le polyéthylène a été parfois changé, ont permis un certain nombre de constatations :

- la pérennité de l'ancrage fémoral malgré l'ostéoporose sénile qui vient amincir les corticales, mais laisse persister une trabéculatation spongieuse endo-corticale suffisante pour assurer la stabilité de l'implant dans le squelette ;
- la nécessité de cette réhabitation osseuse, garante d'un résultat satisfaisant et pérenne, contrairement aux implants ne bénéficiant pas de cette fixation intime, telles les prothèses dites « iso-élastiques » [8] ;
- l'absence d'évolutivité des phénomènes de remodelage osseux (fig. 5) en rapport avec les zones de neutralisation ou de concentration de contrainte, « *stress shielding* », et le suivi au long cours de ces dossiers montre que des remodelages se font assez rapidement, dans les premières années de fonctionnement de la prothèse, et cessent d'évoluer, ce qui témoigne probablement de l'arrivée à un point d'équilibre. L'aspect d'épaississement et de condensation corticale en bout de tige (zones 3, 4 et 5) s'associe à un aspect de spongialisation des corticales proximales avec des travées osseuses convergeant « en ogive » vers la partie toute proximale métaphysaire de la prothèse (fig. 5). Ce phénomène a été observé sur toutes les générations ultérieures de prothèses sans ciment à réhabitation « longue » et doit bien entendu être totalement différencié des phénomènes de résorption osseuse d'origine biologique, ostéolyse par granulome à corps étranger, quelle qu'en soit l'origine, polyéthylène, métal ou autres.

• Au niveau cotyloïdien

La preuve de la possibilité de fixation par réhabitation (fig. 4) a été faite par cette prothèse, là encore sur des arguments cliniques, radiologiques et anatomopathologiques. Mais les « résultats cotyloïdiens » ont d'emblée été plus aléatoires que les « résultats fémoraux », conduisant à une tentative dès les premières années (1969) d'amélioration de la stabilité initiale de l'implant par un vissage complémentaire systématique (cotyles dits « à oreilles »). Dans tous les cas, ces cotyles cylindriques étaient gros consommateurs du capital osseux pelvien et du fait de leur morphologie cylindrique et non tronc-conique, probablement moins stables à l'impaction qu'il eut été souhaitable. Néanmoins, dans tous les cas où s'est faite la réhabitation, la qualité de l'ancrage du carter métallique était exceptionnelle : en cas de nécessité de reprise tardive pour usure du polyéthylène, très vite s'est imposée la technique du scellement dans le carter d'un nouveau polyéthylène, associé au changement de la tête fémorale prothétique, permis par le cône morse. Ce n'est que plus tard qu'apparaîtra le concept de cotyle hémisphérique à surface réhabitable, après une longue période « noire » d'anneaux vissés, fort stables initialement, mais le plus souvent sans aucun effet de surface pour la tenue au long cours.



Figure 5. Prothèses sur luxation à 32 ans de recul. Le cotyle droit a été repris.

Devant l'accumulation des déboires (imperfection du dessin cotyloïdien, imperfection de l'usinage et questionnement sur les modalités de fabrication : implants coulés et non forgés), la prothèse sans ciment en porométal a progressivement été abandonnée par ses utilisateurs, et par l'équipe proche de Robert Judet qui avait participé aux premières évaluations et aux évolutions des implants. La fabrication en a été interrompue au milieu des années quatre-vingt. Mais le concept était né et allait prendre une place progressivement croissante dans l'orthopédie mondiale.

Les héritiers de la prothèse porométal de Robert Judet

Le « feu » a pris de proche en proche, avec chaque fois une tentative de réponse à de nouvelles questions.

- L'enthousiasme a d'abord été celui des anciens élèves de Robert Judet à l'hôpital de Garches (fig. 6).

Gerald Lord en 1973 a conçu la prothèse madréporeuse [9, 10] (fig. 6). De forme cylindrique, elle tenait sa stabilité du volume et de la longueur de la tige, entrée en force dans le fémur, mais aussi du dessin de la métaphyse prothétique qui venait se stabiliser dans une découpe orthogonale taillée au détriment de la face interne du trochanter et du col. Le matériau en était toujours le chrome-cobalt, mais ici forgé, ce qui a mis cet implant très largement à l'abri des faillites par rupture de fatigue. Le traitement de surface pour faire le lit de la réhabitation par repousse osseuse comportait une couche de billes métalliques millimétriques soudées sur toute la longueur de la tige. Ces prothèses ont fait preuve d'une excellente tenue fémorale, qui a justifié leur grand succès, mais aussi des craintes concernant leur extractibilité. Cela a justifié une évolution vers un concept différent de fixation secondaire par un système de réhabitation macroscopique de cannelures (prothèse polarisée) (fig. 6). Le succès en a été moins grand, et ce, d'autant que le choix de remplacement cotyloïdien s'était porté sur les cotyles vissés dont la tenue mécanique initiale a séduit tant de chirurgiens, mais l'absence de structure de réhabitation a été responsable de multiples déboires secondaires.



Figure 6. Tiges pométal, Lord madréporique, Roy-Camille, Lord polarisée (de gauche à droite).

Raymond Roy-Camille en 1978 a proposé une prothèse toujours en chrome-cobalt, dont la surface de réhabilitation était proche de celle de Lord, le cotyle cylindrique comme la prothèse pométal et dont la tige se voulait plus anatomique mais peut-être moins stable, (fig. 6).

Huchet [11] proposait lui une prothèse stable par son dessin fémoral quadrangulaire, et dont le dessin du cotyle s'approchait des cotyles hémisphériques impactés. La surface de réhabilitation reposait sur des macrostructures et le matériau était encore le chrome cobalt.

- Puis vont apparaître une profusion de nouvelles caractéristiques, usage de revêtements ostéo-inducteurs, puis généralisation du titane dans les prothèses sans ciment.

Gilles Bousquet en 1976 associait un revêtement ostéo-inducteur d'alumine à une stabilité mécanique initiale optimisée par une morphologie de la tige fémorale en filetage conique autobloquant qui conférait à ces prothèses une quasi-inextractibilité.

Le groupe Artro [12] avec la prothèse « Corail » associait pour la stabilité initiale une section rectangulaire de morphologie conique et un système de cannelures, la réhabilitation biologique garante de la tenue à long terme se faisant dans la microstructure du titane sablé et l'hydroxyapatite.

K. Zweimüller [13], également en 1977, en Allemagne, associait la stabilité mécanique initiale en reprenant et en poussant à l'extrême le concept d'une tige rectangulaire, conique dans tous les plans et à angles vifs, et en confiant la fixation secondaire aux micro-irrégularités du titane sablé.

- Outre-Atlantique allaient également se multiplier à partir de la fin des années soixante-dix, les tentatives d'implantation sans



Figure 7. Robert Judet, 1909-1980.

ciment de divers types, cylindrique de l'AML, anatomique de la PCA, avec zones de réhabilitation limitées à des plages métaphysaires de Harris, cependant que le cotyle hémisphérique impacté était privilégié, avec les potentiels effets nocifs de l'usure du polyéthylène dans un métal-back [2].

Conclusion

Après bientôt cinquante années, la saga des prothèses sans ciment se poursuit. Chaque année a apporté des évolutions, souvent bonnes, parfois inutiles voire désastreuses. Les matériaux constitutifs des implants ont changé, les couples de frottement ont évolué, les dessins se sont modifiés pour arriver aux prothèses que nous utilisons aujourd'hui. La prothèse de Robert Judet, totalement novatrice en son temps, était porteuse de nombre de ces concepts qui restent d'actualité. Pour n'en citer que les plus unanimement admis, la notion de stabilité mécanique initiale qui repose sur le dessin des implants et la précision de l'ancillaire, le principe et la réalité de la fixation biologique secondaire qui repose sur la repousse osseuse active au contact de la surface irrégulière de l'implant et enfin l'introduction en chirurgie orthopédique du cône Morse. Issue de ces principes fondateurs, l'expérience a permis de préciser et d'affiner les options des prothèses sans ciment, choix du titane pour sa biocompatibilité, importance des gammes de taille des prothèses sans ciment pour optimiser la stabilité initiale et le remplissage osseux, revêtements différents des composants fémoraux et cotyloïdiens, options variables des couples de frottement. À partir de l'aventure initiée par Robert Judet (fig. 7) en 1971, le concept de l'implantation sans ciment des prothèses de hanche est devenu dominant et a progressivement privé les prothèses cimentées du monopole de l'étiquette de « Gold Standard. »

Références

- [1] La prothèse de hanche sans ciment. Actualités de Chirurgie Orthopédique de l'Hôpital Raymond-Poincaré. Tome XIV. Masson, 1975.
- [2] Buechel F.F., Drucker D., Jasty M., Jiranek W., Harris W.H. Osteolysis around uncemented acetabular components of cobalt-chrome surface replacement hip arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res*, 1994;(298): 202-11.
- [3] Sugiyama H., Whiteside L.A., Engh C.A. Torsional fixation of the femoral component in total hip arthroplasty. The effect of surgical press-fit technique. *Clin Orthop Relat Res*, 1992; (275): 187-93.
- [4] Bobyn J.D., Pilliar R.M., Cameron H.U., Weatherly G.C. The optimum pore size for the fixation of porous-surfaced metal implants by the ingrowth of bone. *Clin Orthop Relat Res*, 1980; (150): 263-70.
- [5] Judet R., Siguier M., Brumpt B., Judet T. Porous metal total hip prosthesis without cement. *Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot*, 1978; 64 (Suppl 2): 14-21.
- [6] Judet R., Siguier M., Brumpt B., Judet T. A noncemented total hip prosthesis. *Clin Orthop Relat Res*, 1978; (137): 76-84.
- [7] Barrack R.L., Jasty M., Bragdon C., Haire T., Harris W.H. Thigh pain despite bone ingrowth into uncemented femoral stems. *J Bone Joint Surg Br*, 1992; 74(4): 507-10.
- [8] Jacobsson S.A., Djerf K., Gillquist J., Hammerby S., Ivarsson I. A prospective comparison of Butel and PCA hip arthroplasty. *J Bone Joint Surg Br*, 1993; 75(4): 624-9.
- [9] Lord G., Marotte J.H., Blanchard J.P., Guillaumon J.L., Gory M. Biological fixation of total hip arthroplasty without cement. Initial evaluation of 200 madreporic prostheses. *Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot*, 1978; 64 Suppl 2: 5-13.
- [10] Lord G., Marotte J.H., Blanchard J.P., Guillaumon J.L., Gory M. The fixation of madreporic total hip prosthesis; an experimental study (author's transl). *Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot*, 1978; 64(6): 459-70.
- [11] Huchet CA. Results of 145 SCA (sans ciment acrylique) prostheses implanted without cement in the hip since 1974. *Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot*, 1982; 68 Suppl 2: 153-7.
- [12] Vidalain J.P. The Corail prosthesis. 5-year experience of the ARTRO group. *Acta Orthop Belg*, 1993; 59 (Suppl 1): 165-9. French.
- [13] Zweymüller K., Zhuber K., Locke H. A metal-ceramic composite endoprosthesis for total hip replacement (author's transl). *Wien Klin Wochenschr*, 1977; 89(16): 548-51.