



Thèse

2009

Open Access

This version of the publication is provided by the author(s) and made available in accordance with the copyright holder(s).

---

## Evaluation et suivi radiologique de la prothèse Elite Plus™

---

Bonvin, Alexis

### How to cite

BONVIN, Alexis. Evaluation et suivi radiologique de la prothèse Elite Plus™. Doctoral Thesis, 2009.  
doi: [10.13097/archive-ouverte/unige:2248](https://doi.org/10.13097/archive-ouverte/unige:2248)

This publication URL: <https://archive-ouverte.unige.ch/unige:2248>

Publication DOI: [10.13097/archive-ouverte/unige:2248](https://doi.org/10.13097/archive-ouverte/unige:2248)

UNIVERSITE DE GENEVE

FACULTE DE MEDECINE

Section de Médecine Clinique

Département de chirurgie

Service d'orthopédie et de

l'appareil locomoteur

Thèse préparée sous la direction du Professeur Pierre HOFFMEYER

---

**" Evaluation et suivi radiologique de la  
prothèse Elite Plus™ "**

***Thèse***

présentée à la Faculté de Médecine  
de l'Université de Genève  
pour obtenir le grade de Docteur en médecine  
par

**Alexis BONVIN**

de

Veysonnaz (Valais)

Thèse n° 10578

Genève

2009

## Résumé

L'utilisation du ciment dans la prothétique de hanche est une contribution de Sir John Charnley et a permis d'améliorer la survie. Actuellement, on retrouve une survie à plus de 30 ans pour certaines PTH cimentées. D'après ses développeurs, la tige Elite+ est l'héritière améliorée de la prothèse de Charnley.

Soixante-trois tiges Elite+ ont été revues de manière rétrospective sur une durée moyenne de 26 mois [2-62]. Les révisions pour descellement aseptique sont au nombre de 11/63 prothèses (17.5%) et le nombre de prothèses descellées est de 16/63. Les tiges de petites tailles (1 et 2) ont des taux de reprise beaucoup plus élevé (57.1% pour la taille 1 et 19.1% pour la taille 2). Les hommes ont eu plus de reprises (24.2%) par rapport aux femmes (10.4%). Ces résultats sont inférieurs à ceux de la littérature.

Les modifications portées à un implant ne sont pas toujours une amélioration bien que le marketing réalisé pousse parfois à y faire croire.

## Table des matières

Introduction.....	3
Historique de la prothèse totale de la hanche .....	4
Premières tentatives .....	4
Arthroplastie par cupule .....	4
Prothèse céphalique .....	5
Prothèse totale de la hanche .....	5
Méthylméthacrylate .....	7
Polyéthylène .....	7
Prothèse bipolaire .....	7
Le ciment .....	9
Technique de cimentation .....	9
Propriétés physiques et comportement biomécanique du ciment .....	13
Matériel et méthode.....	15
Données démographiques.....	15
Critères d'évaluation cliniques .....	16
Critères d'évaluation radiologiques.....	17
Résultats .....	19
Discussion .....	23
Le descellement .....	23
Définition.....	23
Descellement septique.....	23
Descellement aseptique.....	23
Le descellement aseptique au niveau cellulaire et moléculaire .....	24
Le descellement au niveau radiologique.....	24
Causes de descellement .....	26
Facteurs démographiques .....	26
Facteurs « prothétiques » .....	27
Ciment .....	29
Pour minimiser le risque de descellement aseptique .....	30
Conclusion.....	31
Références bibliographiques.....	34
Tableaux .....	38
Figures.....	38

## Introduction

Le but de ce travail rétrospectif est de déterminer le comportement de la tige fémorale Elite Plus™ cimentée. Cet implant récemment introduit devait selon ses promoteurs améliorer sensiblement les performances cliniques de son illustre prédécesseur la tige de Charnley. En effet, l'historique du développement de la prothèse totale de la hanche est un long chemin parsemé d'embûches avec ses échecs et ses réussites. Certains échecs ont été plus rapides que d'autres. Ainsi, l'utilisation du Téflon® comme matériau de couple de frottement par Charnley fût désastreuse avec un taux de 100 % de révision sur une courte période<sup>1</sup>. La route vers le succès est aussi tortueuse avec parfois des retours en arrière : les couples métal-métal abandonnés dans les années 60 (prothèses McKee) reviennent dans les années 80<sup>2</sup>.

Les échecs ont mené à de nouveaux implants dont la « longévité », c'est-à-dire le temps d'implantation avec un bon fonctionnement et sans signe de descellement, s'est considérablement accrue, atteignant jusqu'à 20 ans de survie prothétique voire plus pour certains types d'implants dont la tige de Charnley,. Malgré ces progrès indéniables, ils ne peuvent pas enrayer la course à l'amélioration des implants. En effet la demande se fait de plus en plus pressante surtout pour des patients de plus en plus jeunes, actifs et exigeants et les développeurs se doivent de trouver des réponses adaptées à cette demande.

L'arthroplastie de la hanche est une opération couramment pratiquée. On en dénombre environ 200'000 par an aux Etats-Unis. Selon le rapport annuel 2004 du registre suédois<sup>3</sup>, 13'366 prothèses de hanches ont été posées en Suède. Le registre norvégien<sup>4</sup> donne une incidence de 152 prothèses de hanche pour 100'000 habitants dans ce pays. En France, 75'000 hanches sont remplacées chaque année<sup>5</sup>. L'incidence des autres pays européens est approximativement la même (~1.5 prothèse pour 1000 habitants). En occident, l'arthroplastie de hanche est la sixième intervention chirurgicale en fréquence<sup>6</sup>.

Pour rédiger cette thèse, j'ai étudié rétrospectivement les dossiers cliniques et radiologiques de 63 tiges fémorales Elite™ cimentées lors d'arthroplasties totales de hanche réalisées entre octobre 1994 et octobre 1997 par différents orthopédistes. Un nombre significatif de ces tiges ont évolué vers un descellement aseptique rapide. J'ai tenté de mettre en évidence les facteurs possiblement responsables de cette évolution défavorable.

Je remercie les Docteurs Philippe BEDAT, Jean-Claude BONVIN, Dominique HUGLI, Michel RUFENACHT et Bernard TOCHON qui ont mis à disposition les dossiers cliniques et radiologiques de leurs patients.

# Historique de la prothèse totale de la hanche<sup>7,8</sup>

## **Premières tentatives**

Les premières interventions chirurgicales sur la hanche remontent du début du XIXe siècle. C'est à cette époque qu'une idée a germé : remplacer l'articulation détruite le plus souvent par une infection pyogénique ou tuberculeuse par une endoprothèse. La prothèse totale de la hanche a ouvert la voie au remplacement prothétique d'autres articulations.

Barton réalise à Boston, en 1826, les premières ostéotomies fémorales. En 1885, Ollier<sup>9</sup> publia ses travaux sur les différentes ostéotomies réalisables autour de l'articulation de la hanche.

En 1890, Themistocles Gluck implanta la première « prothèse de hanche » : c'était une boule en ivoire fixée sur le col du fémur par une vis et une sorte de « colle à os »<sup>10</sup>.

En 1903, Delbet<sup>11</sup> remplaça la tête fémorale par un implant. En 1915, Murphy<sup>12</sup> à Chicago eut l'idée de combiner une ostéotomie et une interposition de tissus mous entre les surfaces osseuses acétabulaire et fémorale. Hey-Groves<sup>13,14</sup>, Hoffa<sup>15</sup>, König<sup>16</sup> et plusieurs autres chirurgiens<sup>17</sup> tentèrent aussi d'implanter différents matériaux de remplacement de la tête fémorale. Les résultats probants au début se détérioraient rapidement. On en revint aux techniques de résection du siècle précédent<sup>18</sup>.

## **Arthroplastie par cupule**

En 1939, Smith-Petersen<sup>19</sup> publiait ses travaux sur un matériau d'interposition plus performant : ayant découvert dans une hanche un fragment de tissu synovial entourant du verre, il supposa que l'implantation d'une cupule de verre sur la tête fémorale provoquerait une prolifération d'un tissu fibrocartilagineux issu l'os sous-jacent et que l'ablation de cette cupule permettrait de laisser une nouvelle articulation congruente.

La première tentative fut effectuée en 1923 : suite à la pose de la cupule, un fibrocartilage se développait de façon parfois impressionnante. L'ablation de la cupule de verre se révéla souvent impossible ou encore inutile. De nouveaux matériaux d'interposition furent testés :

- Fascia lata
- Vessie de porc<sup>20</sup>
- Feuille de métal<sup>10</sup>. En 1902, Robert Jones<sup>21</sup> utilisa une feuille d'or.
- Viscaloïde en 1925 abandonnée car trop irritante
- Pyrex en 1933
- Bakélite en 1937
- Vitallium<sup>a</sup> en 1938.

Dans la moitié des cas, les douleurs diminuaient voire disparaissaient. Ce taux de réussite insuffisant et l'impossibilité de corriger des déformations anatomiques comme le raccourcissement eurent raison de cette technique d'arthroplastie par cupule bien qu'elle ait donné une impulsion importante aux développements de prothèses totales articulaires.

---

<sup>a</sup> Alliage de chrome, cobalt et molybdène.

## Prothèse céphalique

En 1939, Bohlmann<sup>22</sup> implanta chez 3 patients une prothèse de tête fémorale : le montage consistait en une sphère de chrome-cobalt ajustée à un clou à ailettes. La même année, Haboush<sup>23</sup> utilisa un dispositif semblable. En 1943<sup>24,25</sup>, Moore et Bohlmann implantèrent une mégaprothèse en chrome-cobalt pour remplacer les 30 centimètres proximaux du fémur détruits par une volumineuse tumeur.



**Figure 1 :** Prothèse des frères Judet en PMMA

En 1946, les frères Robert et Jean Judet à Paris développèrent une prothèse formée d'une tête en polyméthacrylate (PMMA) montée sur une tige métallique destinée à être introduite dans l'axe du col fémoral. L'opération était facile et ne nécessitait pas d'instrumentation spéciale. Les suites postopératoires étaient remarquablement simples, mais quelques années, voire seulement quelques mois plus tard, les douleurs et une instabilité imposaient une reprise chirurgicale pour fracture de la tige, descellement de la prothèse ou fissuration du PMMA.

Au début des années 50, Moore mit au point et implanta une prothèse en vitallium avec une tige intramédullaire améliorant la stabilité. Concomitamment, Palmer Eicher en fait de même, mais avec un implant en acier inoxydable<sup>26</sup>.

La tige de Moore était fenêtrée pour l'alléger et permettre une repousse osseuse à travers les fenestrations. L'évolution se faisait souvent vers un descellement : la tige était trop courte, trop fine et il n'existait qu'une taille unique quel que soit le calibre du fémur. En 1961, Moore changea le concept de sa prothèse en allongeant la tige. En 1954, Thompson<sup>27</sup> développa le même type de prothèse, mais sans fenestration de la tige.



**Figure 2 :** Prothèse de Moore

## Prothèse totale de la hanche

Dans les années 30, Philip Wiles<sup>21</sup>, au Middlesex Hospital à Londres, a posé six prothèses totales de la hanche à des personnes souffrant de la maladie de Still<sup>a</sup>. Toutes les pièces de la prothèse étaient en métal : une cupule vissée à l'acétabulum et une tête fémorale montée sur une tige dans l'axe du col fémoral, elle-même fixée à une plaque vissée sur la corticale externe sous le grand trochanter. La Seconde Guerre Mondiale l'empêcha de poursuivre ces arthroplasties. A la fin de la Guerre, il présenta un joli succès à long terme. Un des ses cas bilatéraux montrait une excellente fonction à 13 ans de recul.

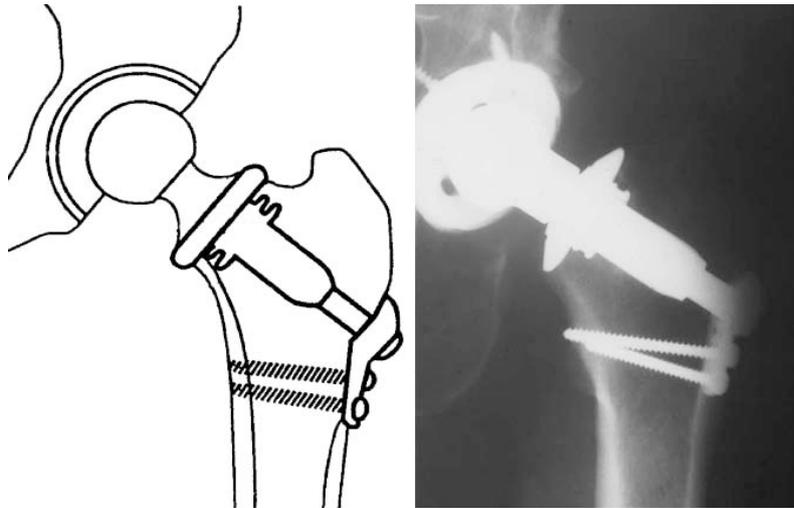


**Figure 3 :** Prothèse de Wiles

Un peu plus de dix ans après, Jaenichen-Collison présente un modèle équivalent à celui de Wiles. Ce type de fixation continuera à faire des émules. Deux Suisses, Huggler et Jacob, s'inspirèrent du concept pour développer une nouvelle prothèse de hanche à la

<sup>a</sup> Maladie de Still ou arthrite chronique juvénile (ACJ) : maladie rare de l'enfant, aux multiples variantes cliniques et évolutives, elle est classée parmi les maladies systémiques de l'enfant. L'ACJ serait une maladie du système immunitaire dérégulé par un mécanisme encore méconnu (génétique?).

fin des années 70<sup>28</sup>. L'idée est de conserver un maximum de stock osseux diaphysaire chez des patients jeunes qui nécessiteront une reprise dans le futur.



**Figure 4** : Prothèse totale de hanche de Huggler et Jacob<sup>28</sup>



**Figure 5** : Prothèse de Carlsson<sup>29,30</sup>

Au milieu des années 60, Maurice E. Müller présente sa tige recourbée permettant d'éviter l'ostéotomie du grand trochanter. En 1977, il présente sa tige droite en raison des résultats cliniques initiaux supérieurs à ceux de la tige recourbée. La tige est autobloquante dans le plan frontal et, dans le plan sagittal, la courbure du fémur fournit le deuxième point de blocage. Le ciment permet d'assurer une fixation complémentaire de la tige. Le succès est indéniable ; en 2003, la millionième tige est implantée<sup>a</sup>.



**Figure 6** : Tige droite de Müller.

A droite, modèle 1977 et à gauche, modèle 2007

En 2006, Carlsson<sup>29,30</sup> présente un nouvel implant en titane permettant une ostéointégration<sup>b</sup> de l'implant, technique déjà utilisée par les dentistes depuis environ 40 ans. La tige est en titane et se visse dans le col. L'instrumentation permet de créer un pas de vis adapté très précisément ne lésant pas la vascularisation de l'os.

<sup>a</sup> Source site web : <http://www.mueller-straightstem.com/>

<sup>b</sup> Ostéointégration : Ancrage direct de l'implant par une formation de tissu osseux directement autour de l'implant

## Méthylméthacrylate

L'utilisation du polyméthyle méthacrylate (PMMA) fut un pas-de-géant dans l'histoire de l'arthroplastie totale de hanche. Le PMMA a été utilisé initialement par les dentistes américains dans les années 30. Wiltse et collaborateurs démontrèrent la bonne tolérance de l'acrylate sur les animaux de laboratoire<sup>31</sup>.

John Charnley découvrit le PMMA lors d'un voyage en Californie. Pour la première fois en 1958, il l'utilisa comme moyen de stabilisation pour les composants acétabulaire et fémoral. Le ciment au PMMA était utilisé comme un mortier ou un enduit formant un manchon dans lequel l'implant était scellé.



**Figure 7 :** Sir John Charnley

## Polyéthylène

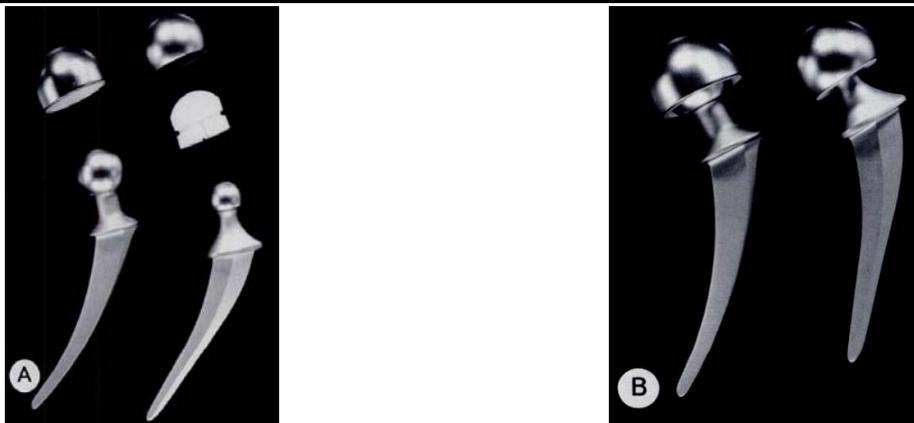
L'autre grande contribution de Sir John Charnley fut la découverte du principe de « low friction arthroplasty » :

- l'utilisation d'un composant en plastique pour le cotyle faisant face à un élément métallique<sup>32,33</sup> du côté fémoral.
- 
- le choix d'une tête fémorale de petit diamètre (22mm) permettant de réduire considérablement la sollicitation en friction<sup>34</sup> et donc l'usure de l'implant acétabulaire.

Les premiers essais avec le Téflon<sup>®</sup> furent infructueux, suivis d'une usure rapide avec production de particules réactives entraînant une lyse osseuse. Charnley changea de matériau et utilisa un composant acétabulaire en polyéthylène de haute densité.

## Prothèse bipolaire

Giliberty<sup>35</sup> et Bateman<sup>36</sup> conçurent une prothèse avec une cupule libre entre l'acétabulum et l'implant fémoral. L'idée était de diminuer le frottement entre la tête fémorale et le cartilage acétabulaire. La partie fémorale était soit cimentée ou impactée sans ciment. L'implant acétabulaire était formé d'une cupule en métal contenant un polyéthylène afin d'éviter le contact métal-métal.



**Figure 8 :** Prothèses de Giliberty (à gauche) et de Bateman (à droite). (A) : Eléments séparés. (B) : Eléments assemblés.

Source : Radiologic aspects of the new universal proximal femoral hip prosthesis, Drinker H, Mall JC., AJR Am J Roentgenol. 1977 Sep; 129(3): 531-3.

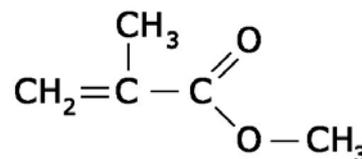
<u>Auteurs</u>	<u>Matériaux utilisés</u>	<u>Année</u>
Th. Gluck	Boule en ivoire sur le col du fémur.	1890
Delbet	Remplacement de la tête fémorale.	1903
Hey-Groves	Boule en ivoire et une tige.	1906
Smith-Petersen	Cupule de verre sur la tête du fémur.	1923
Wiles	Cupule vissée à l'acétabulum et tête fémorale fixé par une tige dans le col à une plaque externe verrouillée par une vis et un boulon.	~1930
Bohlmann	Sphère de chrome-cobalt ajustée à un clou cervical à trois ailettes.	1939
Mac Kee	Cotyle vissé par trois vis et pièce fémorale en deux parties se fixant à une plaque sur la corticale externe.	1941
Robert et Jean Judet	Tête en PMMA sur tige cervicale fémorale.	1946
Jaenichen	Prothèse totale de hanche avec une plaque vissée sur la corticale externe du fémur.	1947
MacBride	Prothèse « door-knob », cotyle métallique et tige vissée intramédullaire.	1948
Mac Kee	Invention du cotyle « rétentif ».	
Majnoni	Prothèse en acrylique de type inversée (petite tête enfoncée dans la partie supérieure du cotyle s'articulant dans une tulipe dont la queue s'insère dans le fémur).	1949
Moore	Prothèse intramédullaire en vitallium.	~1950
Habousch	Prothèse constituée de deux cupules fixée avec du ciment dentaire.	1951
Mac Kee	Prothèse totale de hanche avec cotyle « à encoche ».	1953
Thompson	Prothèse céphalique en vitallium, tige non fenêtrée.	1954
Charnley	Première utilisation du méthyle méthacrylate comme ciment.	1958
Moore	Prothèse avec tige intramédullaire allongée.	1961
Boutin	Première utilisation de l'alumine.	1971
Müller	Tige fémorale recourbée, cimentée	1966
Engh	Utilisation du « porous coat » sur les queues des tiges fémorales.	1977
Giliberty et Bateman	Cupule libre entre acétabulum et implant fémoral.	1977
Müller	Tige droite, cimentée	1977
Huggler et Jacob	Thrust plate prosthesis	1978
Carlsson	Prothèse avec ostéointégration	2006

**Tableau 1** : Petit résumé de l'évolution de la prothèse de la hanche.

## Le ciment

La prothèse Elite + se targuant d'être la digne héritière de la lignée des prothèses de type Charnley, il semble capital d'aborder un élément important de cette arthroplastie : le ciment.

Découvert au début du 20<sup>ème</sup> siècle, le PMMA est produit suite à une réaction d'auto-polymérisation exothermique entre l'initiateur présent (peroxyde de benzoyle) dans la poudre de sphères de MMA prépolymérisées (diamètre 30µm) et le N, N-diméthyl-*p*-toluidène présent dans le liquide contenant les monomères de méthacrylate<sup>37-39</sup>. Le plexiglas<sup>a</sup> est la forme la plus connue du polyméthacrylate ou PMMA.



**Figure 9** : Méthylméthacrylate

Avant la 2<sup>ème</sup> Guerre Mondiale, le PMMA est déjà utilisé en dentisterie<sup>39</sup>. Charnley crédite Kiaer et Jansen de Copenhague et Haboush de New York de la première utilisation du PMMA en 1951 comme agent de stabilisation de prothèses, mais les quantités utilisées n'étaient pas suffisantes pour assurer une fixation sûre des composants<sup>34</sup>.

Charnley utilise le PMMA dans le but d'assurer une bonne fixation de la prothèse, et précise que le point important est de « fraiser toute la cavité médullaire et utiliser un large volume de ciment dans lequel la tige est introduite<sup>34</sup> ».

En 1972, un travail sur une série de cranioplasties de Cabanela et coll. confirme l'excellente tolérance de l'os envers le PMMA<sup>40</sup>.

### Technique de cimentation

Au début de son utilisation, le ciment était mélangé à la main puis introduit dans la cavité médullaire et poussé ou « pressurisé » à l'aide des doigts (*finger-packing*). Les excellents résultats de Sir John Charnley ont parfois été attribués à son « golden thumb ».

A la fin des années 70 sont apparues les techniques de cimentation dites de deuxième génération<sup>b</sup> :

- Lavage puis assèchement de la cavité médullaire (avec mise en place d'une éponge adrénalinée)<sup>41</sup>.
- Bouchon intramédullaire distal<sup>42</sup>.
- Mélange du ciment à la main<sup>43</sup>.
- Cimentation rétrograde<sup>43</sup> avec un pistolet.

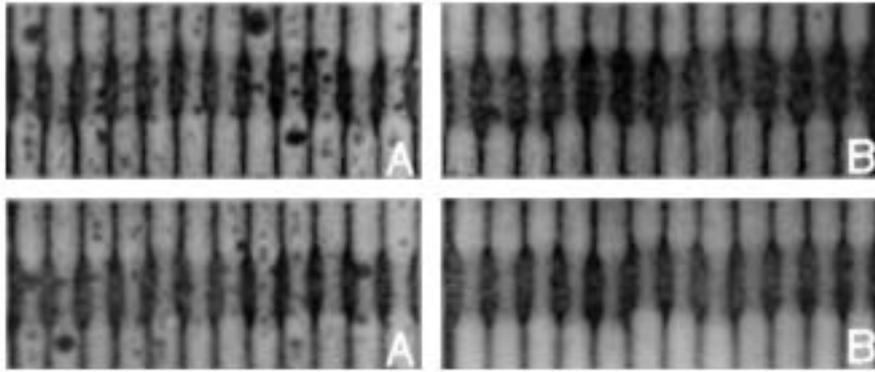
Au milieu des années 80 apparaissent les techniques de 3<sup>ème</sup> génération :

- Centrifugation du ciment<sup>44,45</sup>.
- Mélange du ciment sous-vide<sup>46</sup>.

---

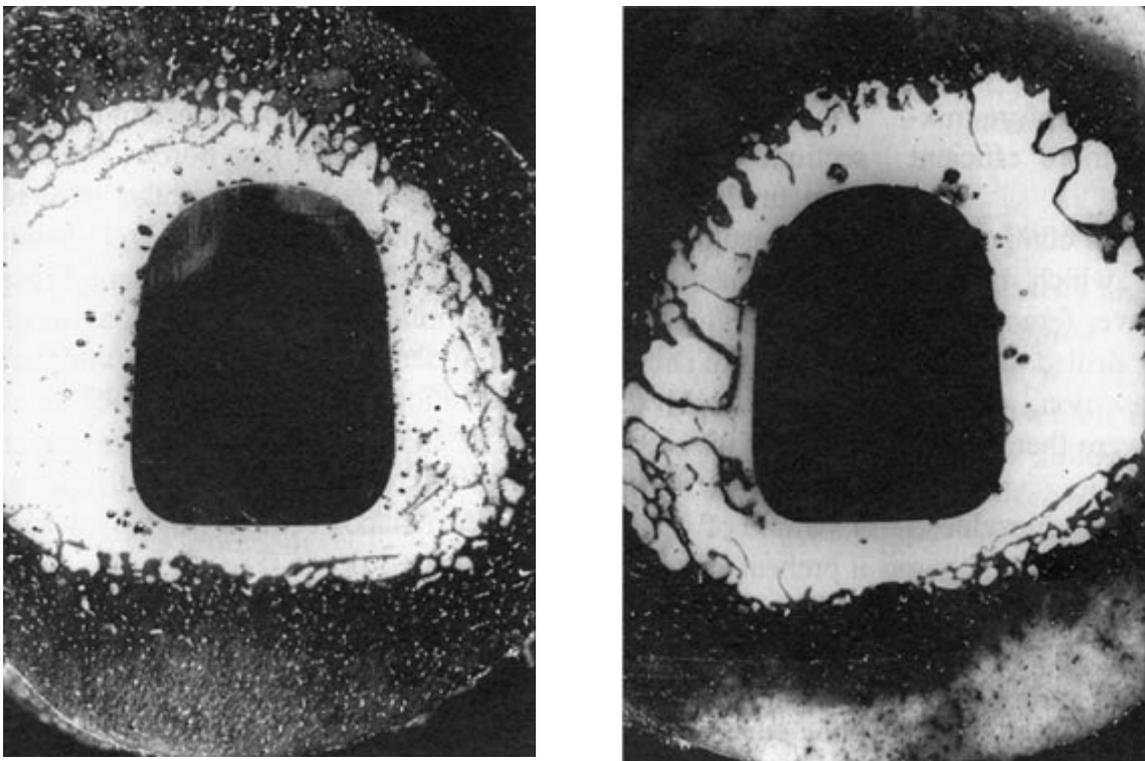
<sup>a</sup> Matière plastique du groupe des résines acryliques est un polymère du méthacrylate de méthyle. Sa synthèse est obtenue sous autoclave (60°) à 8 atmosphères pendant plusieurs heures en présence d'un catalyseur (peroxyde de benzoyle).

<sup>b</sup> En référence aux techniques de première génération : *finger-packing*, pas de bouchon intramédullaire, pas de pressurisation, ni de centrifugation, ni de moyen de réduction de la porosité du ciment.



**Figure 10 :** Radiographie de Simplex P non centrifugé (A) et centrifugé (B).  
Cf. référence <sup>45</sup>

Le but recherché dans toutes ces modifications est de diminuer la porosité du ciment, d'augmenter sa résistance, d'améliorer le remplissage médullaire et *in fine* de prolonger la « durée de vie » de l'arthroplastie.



**Figure 11 :** Section de fémur montrant la porosité du ciment entre le mélange à la main (à droite) et le mélange sous vide (à gauche)

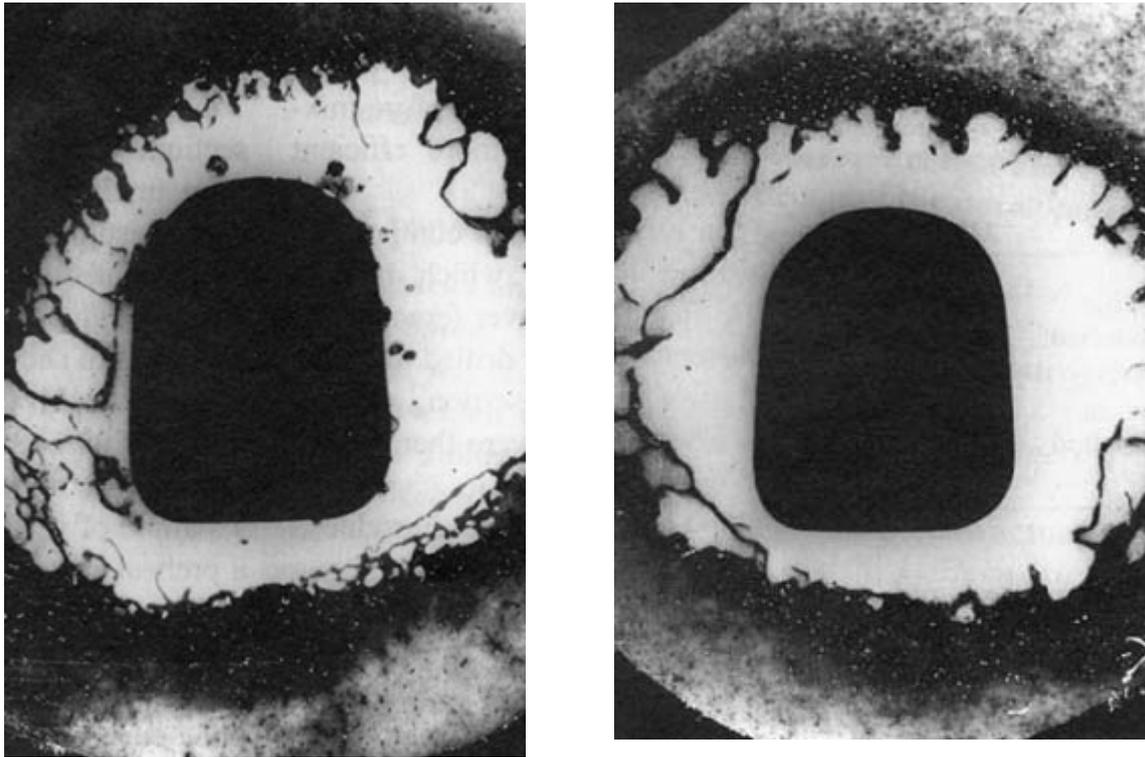
La porosité est moindre lors du mélange sous vide. On retrouve des lacunes proches de l'interface ciment-prothèse. Les lignes noires dans le ciment sont des trabécules.

Source : Porosity reduction in bone cement at the cement-stem interface, Bishop NE, Ferguson S, Tepic S, J Bone Joint Surg Br. 1996 May; 78(3):349-56.

Malgré toutes ces améliorations techniques, la porosité du ciment reste inévitable en milieu clinique. En effet, la formation du PMMA dans une situation idéale devrait s'approcher de celle du plexiglas pour profiter au maximum de ces performances mécaniques, mais les conditions nécessaires sont difficilement applicables en milieu clinique (haute température et haute pression). Lors du mélange à la main, des bulles d'air sont emprisonnées dans le ciment. Durant la polymérisation, une libération importante de chaleur (jusqu'à 100°C) provoque l'expansion de ces bulles laissant des lacunes, zones de faiblesse proche desquelles des fractures du ciment peuvent s'initier<sup>37</sup>.

L'étude au microscope électronique de Gates et coll.<sup>47</sup> confirme le rôle important des lacunes dans l'initiation des fractures. Des failles apparaissent au contact des plus grandes lacunes ou dans une région avoisinante. En parallèle, d'autres travaux tendraient à prouver que les lacunes pourraient arrêter la progression de traits de microfracture dans le ciment.

Pour éviter la formation des lacunes proche de l'interface ciment-prothèse, Bishop<sup>48</sup> propose de « préchauffer » la tige à 44° permettant une polymérisation homogène du ciment à l'interface ciment-prothèse.



**Figure 12 :** Section de fémur montrant la porosité du ciment entre tige à 23° (à droite) et la tige à 44° (à gauche)

La porosité est moindre à l'interface ciment-prothèse lors du préchauffage de la tige. Les lignes noires dans le ciment sont des trabécules.

Source : Porosity reduction in bone cement at the cement-stem interface, Bishop NE, Ferguson S, Tepic S, J Bone Joint Surg Br. 1996 May; 78(3): 349-56.

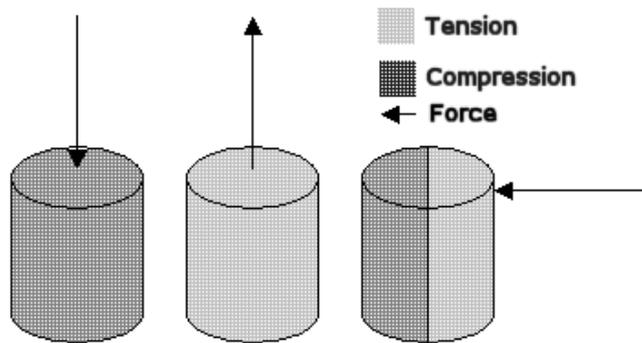
---

Référence	Stress maximum en MN/m <sup>2</sup>			Cisaillement	Module d'élasticité en MN/m <sup>2</sup>	Commentaire
	Tension	Compression	Fléchissement			
Lee et coll.	25	77		41	850 (Torsion) 2140 (Comp)	Simplex
Idia et coll.		103	103			CMW
Haas et coll.	28.9±1.6	91.7±2.5	51.1±3.1		2200±60 (Comp) 2070±90 (Fléch.)	Ciment radio-opaque
Stubbs et coll.	32.6±1.2	93.1±3.9	56.9±1.6		2300±50 (Comp) 2300±80 (Fléch.)	Ciment radiotransparent
Knoell et coll.		68±3.8		20.1±2.7	1700±79 (Comp)	
Astleford et coll.		84	50	25.20±0.75 32.6±0.65 21.1±3 %	2200 (Fléch.)	Simplex P
De Wijn et coll.			82.3±1.5		2350-2840 (Fléch.)	Simplex
Wilde et coll.				39.7±1.24		Simplex avec inclusion BaSO <sub>4</sub>
Eftekhar et coll.	25.0	75.8	52.63		1920 (Comp) 2000 (Fléch.) 72.3 (Torsion)	CMW et Simplex. Moyenne entre ciment irradié et normal
Pilliar et coll.	24				2760	
Lautenschlager et coll.	29.18±1.21	80.66±5.10				
Holm			58.2 53.0 62.6		2480 2430 2270	CMW Simplex Palacos R
Kusy	42.7±5.5 46.2±3.5 46.2±4.1 48.2±2.8 33.8±3.5				2760±138 (Tension) 2620±69 (Tension) 2550±275 (Tension) 2410±69 (Tension) 2550±275 (Tension)	CMW Palacos R Palacos RG Sulphix 6 Simplex
Rostoker et coll.			48.3±3.8 48.8±4.9 50.9±5.7 46.6±0.60			Ciment testé à 1 jour, 6, 12 et 24 mois
Sih et coll.	27.7				2320	Simplex
Fumich et coll.		98.5 95.3	60.5 47.1			5 coups/min 120 coups/min

**Tableau 2** : Propriétés mécaniques du ciment<sup>39</sup>

## Propriétés physiques et comportement biomécanique du ciment

Les principaux stress subis par le ciment sont les forces de tension, de cisaillement et de compression. Les propriétés mécaniques des divers ciments (résistance aux différents stress, modules d'élasticité, etc.) sont détaillées dans le tableau n° 2. On remarque que le ciment est meilleur dans la résistance à la compression. Le stress en flexion est une combinaison entre un stress en compression d'un côté et un stress en tension de l'autre côté.



**Figure 13** : Schéma montrant les différents types de stress en fonction des forces appliquées.

A gauche la compression, au milieu la tension et à droite la sollicitation en flexion (combinaison entre des zones en compression et des zones en tension).

Durant le mélange ou la cimentation, des inclusions de sang ou de graisse peuvent se former et produire des lacunes dans le manteau de ciment. Les différentes études sont partagées sur l'influence du sang sur la résistance du ciment. Lee<sup>49</sup> rapporte que l'ajout de 2mL de sang dans une dose de ciment ne modifie pas significativement les propriétés mécaniques. Par contre, Holm<sup>50</sup> trouve une diminution du module d'élasticité du CMW<sup>TM</sup> de 12 % si 1mL de sang est ajouté et de 21 % avec 3mL. Pour le Palacos<sup>TM</sup> suite à l'ajout de 3 ml, la résistance diminue de 3 % uniquement.

	Contrôle	2.5 [Mrad]	10 [Mrad]
Ciment	1.9502	2.0003	1.6883

**Note** : Valeurs moyennes [Mpa m<sup>0.5</sup>], ciment mélangé sous vide

**Tableau 3** : Résistance à la fracture selon divers modes de stérilisation par irradiation<sup>37</sup>.

A noter que la stérilisation joue également un rôle dans les propriétés mécaniques du ciment. Pour la poudre, deux modes de stérilisation existent : l'irradiation au rayon  $\gamma$  et le gaz (oxyde d'éthylène). Lors de l'irradiation, le PMMA subit des cassures de chaîne avec comme conséquence directe une baisse de sa masse moléculaire (cf. tableaux 3 & 4). On note que même pour une irradiation de 2.5 [Mrad], la masse moléculaire diminue d'un rapport de  $> 2.5$ . La masse moléculaire d'un polymère affectant directement ses propriétés mécaniques, cette diminution résulte en une moindre résistance mécanique à la fracture. Graham et coll.<sup>37</sup> conseillent par conséquent l'utilisation d'un ciment stérilisé au gaz.

	Contrôle	EtO	2.5 [Mrad]	5 [Mrad]	10 [Mrad]
Poudre PM	856,094	850,576	310,466	188,490	105,677
Ciment PM	768,449	743,616	303,965	212,229	-

**Note** : PM = poids moléculaire, EtO = gaz oxyde d'éthylène

**Tableau 4** : Masse moléculaire moyenne de la poudre et du ciment Palacos<sup>®</sup> selon les modes de stérilisation<sup>37</sup>.

Matériau	Stress maximum en MN/m <sup>2</sup>			Module d'élasticité en MN/m <sup>2</sup>
	Tension	Compression	Cisaillement	
PMMA	30.8			2.0
Orthopédique	27.6	66.3	29.7	
Os cortical	28	77	41	
fémoral humide	123	166	84	17.2

**Tableau 5** : Propriétés mécaniques de l'os humain et du PMMA<sup>39</sup>

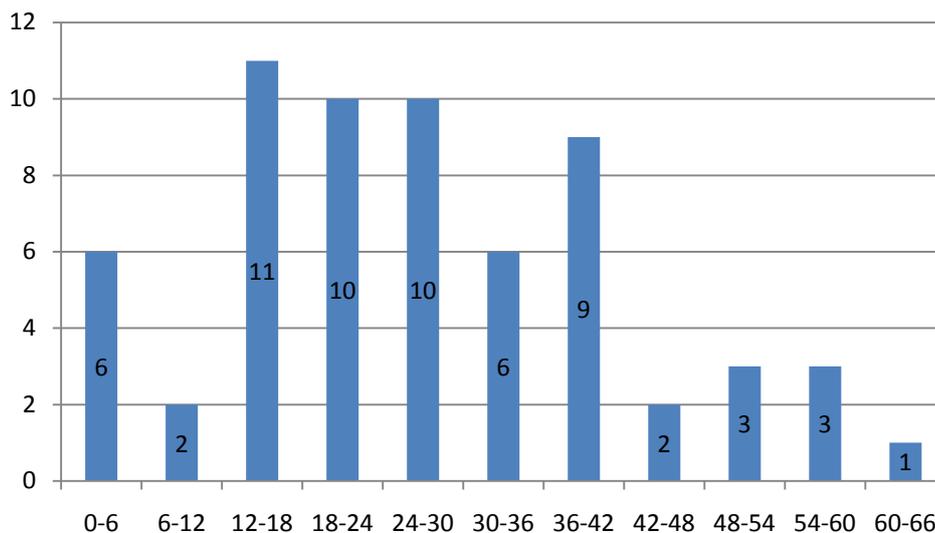
Lors d'essais in vitro, le ciment résiste moins que l'os aux différentes sollicitations mécaniques<sup>39</sup> (cf. tableau 5). Afin d'améliorer cette résistance, des chercheurs ont essayé l'adjonction de câbles métalliques, de carbone (fibres de graphite) et de fibres d'aramide<sup>a</sup>. Les câbles métalliques permettent une augmentation significative de la résistance au stress de tension et de cisaillement. Mais ces câbles au vu de la forme annulaire de l'espace périprothétique fémoral ne peuvent pas être utilisés. L'adjonction de fibres de graphite ou d'aramide augmente également la résistance aux stress et ces fibres sont de taille adaptée pour l'implantation d'une tige fémorale, mais leur utilisation n'est pas à ce jour courante.

<sup>a</sup> Abréviation du terme "aromatic polyamide" et désigne une catégorie de fibre synthétique comprenant le Kevlar. Aromatic (hydrocarbure aromatique) représente les groupements chimiques de type benzène. Polyamide désigne un polymère contenant la fonction amide comme le nylon : H-N- C=O -.

## Matériel et méthode

### Données démographiques

Pour cette étude, soixante-deux patients ayant bénéficié de l'implantation d'une tige fémorale cimentée de type Elite + par 5 chirurgiens différents ont été suivis sur une durée moyenne de 26 mois (extrême : 2 - 62). La représentation du suivi par tranches de 6 mois est faite dans la figure 14.



**Figure 14** : Suivi en mois

Représentation du suivi des patients par tranches de 6 mois. Le nombre dans la colonne se réfère au nombre de patients.

Le nombre de prothèses implantées est de 63. Une attention toute particulière a été portée au suivi radiologique.

Diagnosics	Nombre
Coxarthrose primaire	48
Coxarthrose secondaire :	4
- dysplasie	1
- post-traumatique	2
- arthrite septique	1
Fracture :	5
- pertrochantérienne	1
- col fémoral	3
- fémur sur prothèse	1
Nécrose aseptique	4
Polyarthrite rhumatoïde	1
Spondylarthrite ankylosante	1
<b>Total</b>	<b>63</b>

**Tableau 6** : Diagnosics préopératoires

Les indications opératoires sont principalement la coxarthrose primaire (77.8 % des cas) suivie des fractures (9.5 %) et des nécroses aseptiques de la tête fémorale (6.4 %). Le tableau 6 donne la liste des diagnosics préopératoires.

Les opérations ont été effectuées majoritairement en décubitus dorsal et parfois en décubitus latéral (3 cas). La voie d'abord utilisée est la voie transfessière, hormis une seule voie postérieure. Les données de 9 patients sont indisponibles concernant la position opératoire et la voie d'abord.

En ce qui concerne la cimentation, elle s'est faite dans tous les cas avec mélange

sous vide et cimentation rétrograde et mise en place d'un obturateur intramédullaire<sup>a</sup>. Le ciment le plus fréquemment utilisés est le CMW (20) et le Simplex (24 dont AKZ<sup>b</sup> (2) et Howmedica<sup>c</sup> (2)). Viennent ensuite le Palacos<sup>®</sup>-Garamycine (14), Sulfix (4) et MKV (1) et ciment non spécifié (1).

Pour les implants acétabulaires, les cotyles Duraloc<sup>d</sup> non cimentées ont été les plus souvent utilisées (59) ; pour les autres : Sector 50 (1), Flange (1 cimentée) et Hylamer (1 cimentée et 1 non cimentée). Le diamètre des cupules<sup>e</sup> varie de 48 à 60 [mm] de diamètre. Aucune fracture de cotyle n'a été notée durant les interventions.

Concernant la rééducation à la marche, elle s'est faite de façon classique initialement à l'aide de 2 béquilles (moyenne 11 semaines) suivie d'une béquille (moyenne 9 semaines).

Durant la période postopératoire, les signes cliniques de descellement ont été recherchés comme l'apparition de douleurs après une période sans plainte.

### **Les informations suivantes on été collectées:**

- Age
- Poids Taille
- Technique opératoire (voie d'abord, mode de cimentation)
- Taille de l'implant
- Suivi postopératoire (clinique et radiologique).

En parallèle, les informations tirées des radiographies sont :

- Présence d'un liseré radiotransparent (évolutif ou non)
- Epaisseur du manteau de ciment
- Position de la tige
- Enfoncement de la tige dans le manteau de ciment ou dans le fût
- Fragmentation et/ou fracture du ciment
- Lésion ostéolytique
- Déplacement ou fracture du centraliseur

### ***Critères d'évaluation cliniques***

Un des signes importants du descellement est la douleur. Alors que le descellement n'est pas toujours associé à des douleurs, les douleurs sont fréquemment associées à un descellement d'un ou des deux composants. De multiples scores (Harris Hip Score<sup>51</sup>, Lequesne-Algofonctionnal Indices<sup>52</sup>, WOMAC<sup>53</sup> et Merle d'Aubigné et Postel<sup>54</sup>) existent pour évaluer les hanches (fonction, qualité de vie, douleur). Dans cette étude, une évaluation par le score Merle d'Aubigné et Postel<sup>54</sup> (cf. tableau 6) a été envisagée. Mais en raison de l'absence de certaines informations dans les dossiers, la reconstitution du score n'a pas été possible ou aurait été trop imprécise pour être utilisé à des fins d'étude.

---

<sup>a</sup> Marques différentes : De Puy (17), Allopro (7), Biostop (13). Dans 26 cas, absence de références du modèle de l'obturateur intramédullaire dans les comptes-rendus opératoires.

<sup>b</sup> Simplex P avec colistine et érythromycine

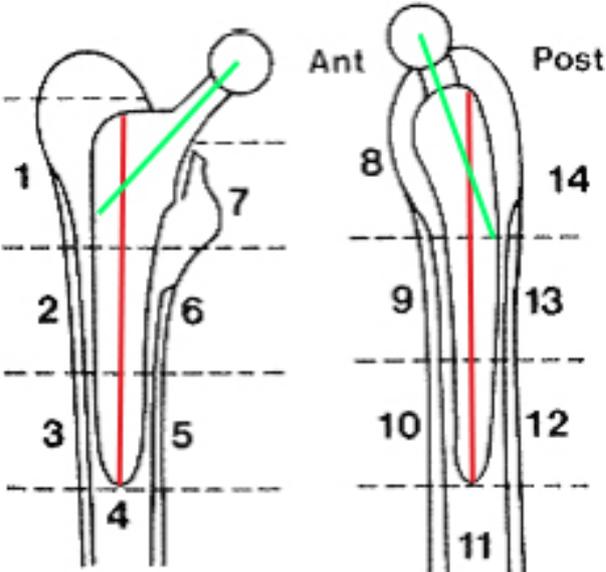
<sup>c</sup> Simplex P

<sup>d</sup> Différents modèles : Duraloc 100, Duraloc 300 et Duraloc 1200.

<sup>e</sup> Diamètres les plus fréquents : Ø 50 [mm] : 17 ; Ø 52 [mm] : 15 et Ø 54 [mm] : 10.

## Critères d'évaluation radiologiques

Les radiographies standard (face et profil de hanche) sont utilisées pour évaluer les signes de descellement. Pour analyser ces radiographies de face et de profil, le fémur est divisé en 14 zones (1-7 de face et 8-14 de profil) décrites par Gruen<sup>55</sup>. La numérotation des zones commence par le grand trochanter et se termine au petit trochanter pour les clichés de face. Les zones de Gruen sur le cliché de profil débutent par la partie antérieure et se terminent dans la partie postérieure, la numérotation débutant par 8. Pour systématiser le mieux possible les mesures entre les différentes radiographies, les données ont été recueillies aux endroits suivants (cf. tableau 7).

		Zone de Gruen		Localisation
		RX F	RX P	
	1	8	Jonction axe col et axe tige	
	2	9	Mi-distance entre limites zones 1 & 3 ou 8 & 10	
	3	10	2 [cm] au-dessus de la pointe de la tige	
	4	11	Pointe de la tige	
	5	12	2 [cm] au-dessus de la pointe de la tige	
	6	13	Mi-distance entre limites zones 5 & 7 ou 12 & 14	
	7	14	Jonction axe col et axe tige	

**Tableau 7** : Zones de Gruen.

Note : RX F : radiographie face, RX P : radiographie de profil, en rouge : axe tige et en vert : axe col.

Sur les clichés, on recherche en plus des signes d'ostéolyse, des signes de fracture du ciment, d'enfoncement de la tige (subsidence), de liseré à l'interface ciment-os ou ciment-prothèse ou de fracture du centraliseur. Le premier cliché postopératoire permet de déterminer l'épaisseur du manteau ciment. Un liseré présent immédiatement présent en postopératoire parle en faveur d'un curetage insuffisant de l'os spongieux.

Le paramètre le plus important est l'évolution du liseré radiotransparent au cours du temps. Si la ligne de liseré évolue de plus 1 [mm] par mois, on est en face d'un descellement du composant<sup>56</sup>. Harris<sup>57,58</sup> classe les descellements au niveau radiologique en trois catégories :

- Certain (présence de migration sur le cliché).
- Probable (100 % de liseré autour du ciment sur un ou plus de clichés).
- Possible (>50 % et <100 % de liseré autour du ciment sur un ou plus de clichés).

Si un fragment de cerclage utilisé pour fixer le grand trochanter se retrouve dans le fût entre la prothèse ou le ciment et la corticale, pour Reeves<sup>59</sup>, c'est un signe certain de descellement.

Georgiou<sup>60</sup> propose une technique de diagnostic basé sur les vibration. Selon lui, cette technique permet d'être 20 % plus sensible que les radiographies pour le diagnostic de descellement. Pour Li<sup>61</sup>, cette technique ne permet pas de détecter les descellements précoces. Des arthrographies avec contraste et radionucléide<sup>62</sup> permettent également de compléter le bilan en cas de doute sur un descellement. Dans les cas douteux (clinique contradictoire avec examen radiologique), cet examen permet chez presque tous les patients de poser un diagnostic.

## Résultats

L'âge moyen lors de l'intervention est 65.6 ans (extrême : 29 - 90). La répartition des sexes est de 33 hommes (53.2 %) et 29 femmes (46.8 %). Le poids moyen est de 74.9 [kg] (extrême : 40 - 115) avec une taille moyenne de 169 [cm] (extrême : 157 - 184). Le BMI moyen est de 27 (extrême : 16.1 – 33.8). La répartition des côtés est de 39 implants à droite et de 24 à gauche.

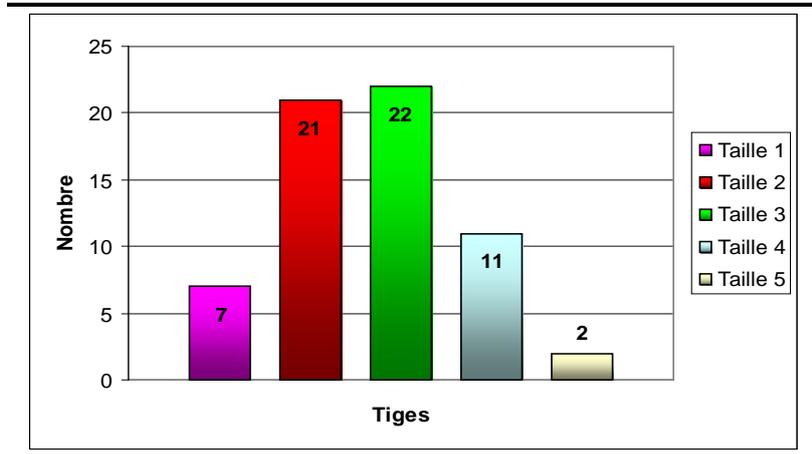


Figure 15 : Taille des tiges implantées

Pour les composants prothétiques on retrouve pour la répartition des tiges une majorité de tiges de taille 2 et 3. La répartition complète se trouve dans la figure 15. Les têtes fémorales sont de diamètre de 28 [mm] (52) et 22 [mm] (11).

Zone de Gruen sur radiographie			
	Face		Profil
1	4.4 [0-9]	8	3.4 [0-12]
2	3.1 [0-10]	9	6.4 [2-20]
3	3.5 [2-11]	10	5.1 [2-9]
4	28.4 [9-90]	11	28.1 [9-90]
5	3.3 [0-8]	12	5.2 [2-11]
6	4.2 [1-10]	13	4.9 [0-10]
7	5.4 [0-12]	14	4.0 [0-12]

Tableau 8 : Epaisseur en [mm] du manteau de ciment. Moyenne [min-Max]

Taille tige	Nombre	Echec	%
1	7	4	57.1
2	21	4	19.0
3	22	2	9.1
4	11	1	9.1
5	2	0	0
<b>Total</b>	<b>63</b>	<b>11</b>	<b>17.5</b>

Tableau 9 : Pourcentage d'échec en fonction de la taille de la tige

Le premier cliché radiologique postopératoire a été utilisé pour analyser l'épaisseur du manteau de ciment ainsi que le liseré radiotransparent initial. Le manteau de ciment était complet ou « white-out » ou grade A selon Barrack<sup>63,a</sup> dans 74.5 % des cas sur la radiographie de contrôle postopératoire de face. Les zones déficientes en

<sup>a</sup> Gradation du manteau du ciment au niveau de l'interface ciment-os sur le cliché de face ou de profil postopératoire immédiat

- A : Pas de liseré ou « white-out »
- B : Liseré < 50 % de l'interface
- C : Liseré > 50 % et < 99 % de l'interface
- D : Pas de ciment à l'interface

ciment sont, sur l'incidence de face, la zone 1 et la zone 2, respectivement 12.7 % et 10.9 % et sur l'incidence de profil, les zones 8 (16.7 %) et 14 (7.1 %).

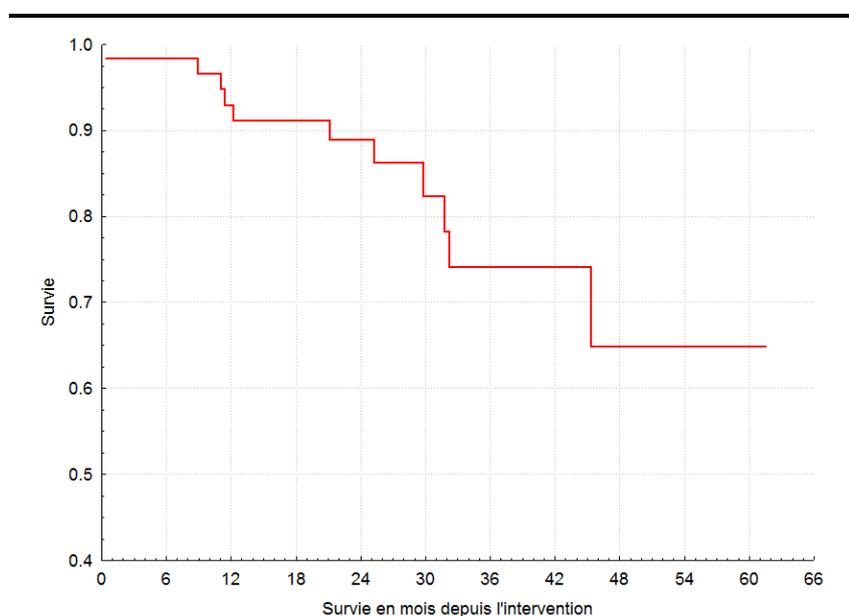
Concernant l'évolution radiologique, 40 % des patients n'ayant pas de liseré postopératoire n'en ont pas présenté durant le suivi. Treize patients avaient un liseré postopératoire immédiat dont l'évolution fût diverse : pour 6 cas, aucune modification ; 3 cas, évolution progressive ; 4 cas, évolution progressive avec reprise chirurgicale. Au cours du suivi, un liseré évolutif est apparu chez 20 patients. Sur ce nombre de patients, 25.5 % présentent des signes certains de descellement à la fin de la période d'étude (migration, fracture du centraliseur).

Les échecs pour descellement aseptique sont au nombre de 11 sur 63 prothèses (17.5 %). La reprise la plus précoce a été faite 9 mois après la mise en place et la plus tardive à 46 mois (moyenne : 24 mois). La figure 15 montre la survie des implants selon Kaplan-Meier. On constate également que les tiges de petites tailles (1 et 2) ont des taux de reprise beaucoup plus élevé (57.1 % pour la taille 1 et 19.1 % pour la taille 2). Les descellements se répartissent de façon uniforme sur le temps (3 descellements durant la première année, 3 dans la deuxième, 3 dans la troisième et 2 dans la quatrième). La figure 16 montre la survie des implants selon Kaplan-Meier.

	%
Pas de descellement	54.5
Possible	18.2
Probable	1.8
Certain	25.5

**Tableau 10 :** Descellement radiologique évalué selon Harris<sup>57,58</sup>

Concernant l'épaisseur du ciment, elle varie en moyenne de 3 à 6 millimètres dans toutes les zones, sauf dans la zone 4 et 11 (zones équivalentes à la pointe de la tige et au fût médullaire) où elle est de 28 millimètres en moyenne (cf. tableau 8). Si on compare l'épaisseur du manteau entre les tiges descellées et les non descellées, on ne retrouve qu'une différence entre la zone 1 (5.6 [mm] vs. 4.1 [mm]) et la zone 4 (34.7 [mm] vs. 26.9 [mm]). Le manteau de ciment de toutes les prothèses révisées était classé A selon Barrack sur la radiographie de face initiale.



**Figure 16 :** Survie selon Kaplan-Meier

Si l'on reprend les critères de Noble<sup>64</sup> pour la partie proximomédiale de la tige (épaisseur optimale de 3 à 6 [mm]), 45.5 % des manteaux de ciment des tiges révisées sont d'épaisseur inappropriée (4 trop épais et 1 trop fin). Par ailleurs, toutes les autres

tiges révisées ont un manteau soit à la limite inférieure (3 [mm]) ou à la limite supérieure (6 [mm]). Les recommandations d'Embrazadeh<sup>65</sup> (manteau entre 2 et 5 [mm]) ne sont respectées que dans 27.2 % des cas.

La population ayant nécessité une reprise présente un poids supérieur (78.9 [kg], 70-92) au groupe sans descellement (76.3 [kg], 45-115) sans que le résultat ne soit significatif. Les BMI sont 27.8 et 26.7 respectivement, cette différence n'est également pas significative. La taille n'a que peu d'influence sur le taux d'échec, les moyennes sont pour le groupe descellé de 170 [cm] et 167 [cm] pour l'autre groupe. L'âge de la mise en place est également différent entre le groupe descellé (62 ans) et non descellé (66.2 ans). La différence d'années est d'environ 4 ans entre les deux groupes. Les hommes ont eu plus de reprises (8/33, 24.2 %) par rapport aux femmes (3/29, 10.4 %). Le risque relatif est de 2.08, mais le résultat n'est pas significatif ( $p=0.1362$ , *Fischer's exact test*).

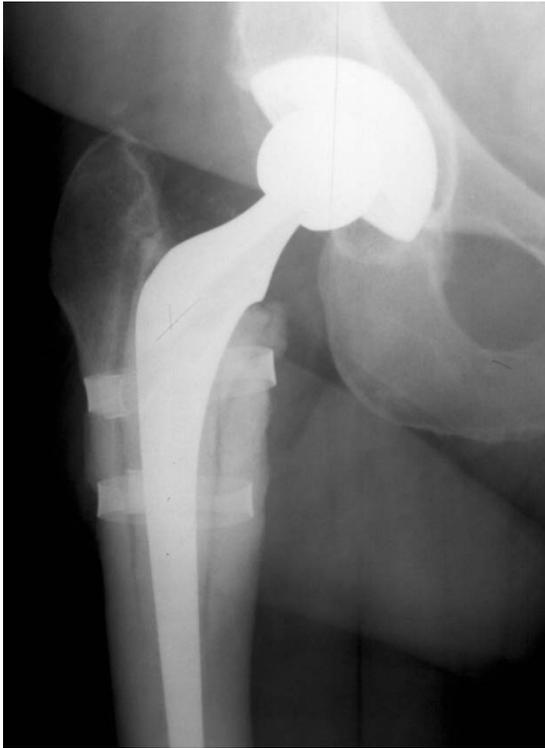
Pour démontrer l'évolution du liseré radiologique au cours du temps, quelques radiographies d'un patient de 63 ans sont présentées. Le motif d'intervention est une fracture périprothétique sur une prothèse type ABG. Les radiographies démontrent l'évolution radiologique du liseré postopératoire immédiat vers un descellement tant radiologique que clinique. La révision de cette prothèse s'est faite à 32 mois.



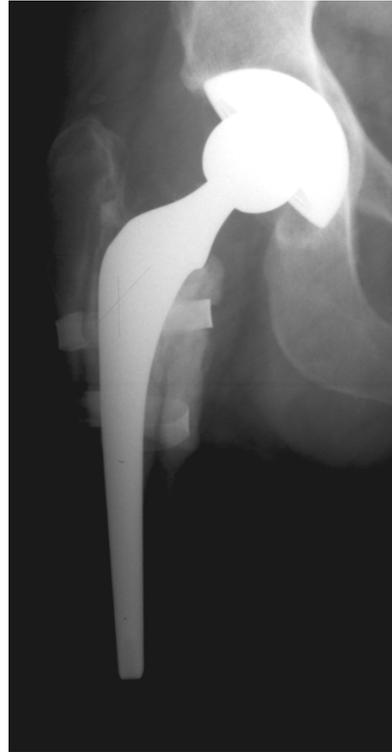
1. RX post-OP immédiat. On note la présence d'un liseré dans la partie proximale.



2. RX 6 mois post-OP. Le liseré augmente.



3. RX 9 mois post-OP.  
Liseré zone 1 -2 - 6 - 7



4. RX 18 mois post-OP. Le liseré augmente. La tige a glissé dans le fût. Le descellement est certain.



5. RX 30 mois post-OP. Le liseré a encore augmenté. Présence d'un foyer d'ostéolyse dans la zone 6.

# Discussion

## Le descellement

### **Définition**

Le descellement peut être défini de plusieurs manières :

- au sens mécanique : apparition d'une liberté de mouvement entre les différents éléments (ciment, os et prothèse) qui étaient auparavant scellés entre eux
- au sens radiologique : apparition d'un liseré radiotransparent évolutif soit à l'interface ciment-os, soit ciment-prothèse ou présence d'une fracture du ciment
- au sens clinique : apparition de douleurs au niveau de la cuisse.

Deux grandes classes de descellement existent : septique et aseptique.

### **Descellement septique**

#### **Définition**

Le descellement septique se définit par la présence d'une infection bactérienne comme cause du descellement de la prothèse. Les infections peuvent être de 2 types : postopératoire aiguë (< 1 mois) et tardive. Les infections tardives peuvent se présenter de 2 manières : chronique avec parfois des douleurs qui n'ont pas disparues depuis l'intervention ou aiguë. On peut retrouver un tableau équivalent à une infection postopératoire aiguë dans les suites d'une maladie ayant mené à une septicémie (infection urinaire, spondylodiscite, pneumonie) ou en cas de porte d'entrée traumatique (plaie au pied par exemple).

La douleur est un signe cardinal, les signes accompagnants (fièvre, rougeur de la cicatrice, hyperleucocytose) s'atténuent en fonction de l'éloignement de l'intervention. La CRP<sup>a</sup> permet de guider le diagnostic si elle reste au-dessus des valeurs normales quelques mois (3-6) après l'opération, le suivi de la vitesse de sédimentation peut être utile.

### **Descellement aseptique**

#### **Définition**

Le descellement aseptique doit être un diagnostic d'exclusion. Les paramètres inflammatoires (CRP, VS<sup>b</sup>, FSC<sup>c</sup>) doivent être vérifiés. Des prélèvements per-opératoires lors de la révision (bactériologie, biopsies multiples) sont faits pour s'assurer de l'absence d'infection à bas bruits. D'autres examens sont effectués pour l'exclusion de la cause infectieuse comme le scanner, la scintigraphie aux immunoglobulines marquées, ponction de hanche (numération des globules blancs, mise en culture, Gram). Des moyens complémentaire d'imagerie peuvent être utilisés pour compléter le bilan comme un

---

<sup>a</sup> C-reactive protein ou protéine C-réactive

<sup>b</sup> Vitesse de sédimentation

<sup>c</sup> Formule sanguine complète

scintigraphie osseuse trois phases suivie d'une immunoscintigraphie<sup>66</sup> permettant de différencier de manière efficace entre un descellement aseptique et descellement septique (sensitivité et spécificité 92 % et 64 % respectivement pour la scintigraphie, 67 % et 75 % pour l'immunoscintigraphie). La valeur prédictive négative est de 93 % pour les deux examens ensemble. Des résultats équivalents<sup>67</sup> sont publiés pour la scintigraphie (spécificité 100 %, sensibilité 73 %). En cas de doute, un PET-scan<sup>68</sup> au 18F-FDG<sup>a</sup> permet également de différencier entre une origine septique ou non. Mais actuellement, les études à ce sujet sont encore rares.

## ***Le descellement aseptique au niveau cellulaire et moléculaire***

Les biopsies réalisées lors des révisions pour descellement aseptique<sup>69</sup> montrent la présence d'un remodelage osseux important avec une résorption osseuse médiée par les ostéoclastes et une formation active de nouvel os. Les ostéoclastes sont responsables de la résorption osseuse.

On trouve également autour du ciment une membrane « synovial-like<sup>70</sup> » infiltrée de cellules géantes dues à une réaction contre des corps étrangers : particules de PMMA. Des hybridations in situ<sup>49</sup> révèlent la présence d'interleukine-1 et interleukine-6 en concentration importante au niveau des tissus adjacents au prothèse descellée à l'inverse des prothèses scellées. IL-1<sup>b</sup> et IL-6<sup>c</sup> modulent et régulent la croissance et la différenciation des cellules de l'immunité et jouent également un rôle important dans le remodelage osseux et des tissus mésenchymateux. Les cytokines sécrétées stimulent le recrutement des précurseurs des ostéoclastes et leur différenciation, l'augmentation de la survie et l'activation ne jouant qu'un rôle mineur<sup>71</sup>.

En schématisant, les particules de PMMA phagocytées par les macrophages stimulent la sécrétion de cytokines (IL-1 et TNF). Le TNF stimule les ostéoblastes adjacents à sécréter du GM-CSF<sup>d</sup>, IL-6 et PGE-2<sup>e</sup> qui mènent au recrutement des ostéoclastes et des macrophages à l'interface ciment-os. Le recrutement de ces cellules amplifie la réponse inflammatoire conduisant à une résorption osseuse et finalement au descellement<sup>72</sup>.

## ***Le descellement au niveau radiologique***

Au niveau radiologique, les signes de descellement à rechercher sont nombreux :

- Liseré radiotransparent ciment-os<sup>f</sup> ou ciment-prothèse ou les deux
- Liseré évolutif
- Fracture du centraliseur
- Migration de l'implant avec son manteau de ciment dans le canal
- Migration de l'implant dans le manteau de ciment
- Fracture de la tige fémorale
- Fracture du boulon distal sur une tige verrouillée
- Fracture du manteau de ciment
- Fracture du fémur
- Présence d'ostéolyse

---

<sup>a</sup> [18 F]-fluorodéoxyglucose

<sup>b</sup> Produit par les macrophages lors d'un contact avec un antigène. Induit la production de multiples autres lymphokines par les lymphocytes dont IL-6.

<sup>c</sup> Produit par les lymphocytes T, les macrophages, les fibroblastes, les ostéoblastes, cellules synoviales et endothéliales. Induit la différenciation finale des lymphocytes B en plasmocytes. Responsable de la résorption osseuse et du cartilageuse.

<sup>d</sup> Granulocyte macrophage colony stimulator factor

<sup>e</sup> Prostaglandine-E2

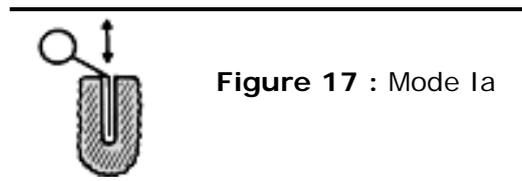
<sup>f</sup> Un liseré radiotransparent peut exister si le curettage du canal médullaire est insuffisant, mais il ne sera pas évolutif.

Certains mécanismes d'échec ont été décrits par Gruen<sup>55</sup> en fonction de l'image radiologique. Les images classiques de descellement (fracture du ciment, liseré évolutif) ne sont pas catégorisées dans cette classification. Elle s'est faite sur le suivi de 76 hanches dont 56 présentait un liseré radiotransparent évolutif.

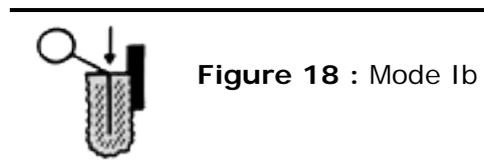
### Mode I : pistonnage

Ce mode est caractérisé par un pistonnage d'un matériel par rapport à l'autre :

- Mode Ia : Tige métallique pistonnant dans le manteau de ciment. Il survient comme résultat d'un manteau incomplet ou perte subséquente de soutien proximomédial lors de la charge axial qui mène au déplacement distal de la tige.

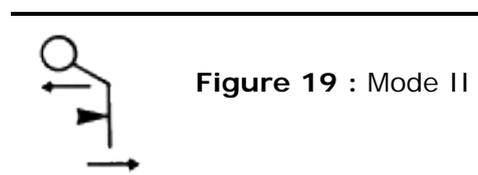


- Mode Ib : Manteau de ciment contenant la tige pistonnant dans le canal médullaire. Le stress appliqué tend à disjoindre la liaison mécanique à l'interface ciment-os avec glissement subséquent. Ce phénomène peut être aggravé par la mauvaise interdigitation du ciment dans l'os trabéculaire. Ce mode est caractérisé par une zone radiotransparente à l'interface ciment-os avec une réaction osseuse de type « halo » scléreux.



### Mode II : pivot médial au milieu de la tige

Caractérisé par la migration médiale de la partie proximale de la tige couplée à la migration latérale de la partie distale de l'implant. Causé par une faiblesse combinée de soutien proximomédial et un manque de soutien du ciment distal. La progression continue avec simultanément une migration proximomédiale et une bascule de la tige distale due aux fractures du ciment au niveau du milieu de la tige.



### Mode III : pivot sur le calcar

Causé par une bascule médiale et latérale de l'extrémité inférieure de l'implant entourée de ciment dû à un manque de soutien du ciment distal avec réaction osseuse sous-jacente. La prothèse peut avoir une fixation proximale adéquate ou un « décrochage » au bord de la partie médiale du col fémoral sur lequel elle pivote.

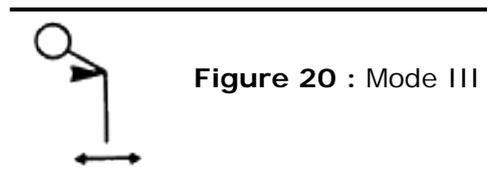


Figure 20 : Mode III

Mode IV : bras de levier

Caractérisé par une perte complète ou partielle de soutien avec une migration médiale de la partie proximale de la tige, alors que la partie inférieure reste solidement fixée au ciment. Après que la tige se soit séparée de l'enveloppe du ciment proximal ou de l'interface proximale ciment-os, le transfert de charge à la partie proximale du fémur est perdu et la tige est ensuite transformée en un bras de levier qui ploie lors de chaque mise en charge. Ce mode est reconnu clairement dans les stades précoces par le début d'une zone radiotransparente le long de la surface latérale de la tige avec une autre zone radiotransparente à l'interface ciment-os proximomédiale, alors que la partie distale est bien cimentée dans le canal médullaire.

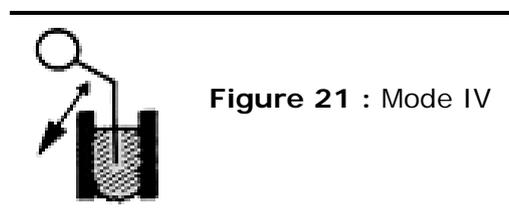


Figure 21 : Mode IV

## Causes de descellement

Pourquoi une prothèse descelle ? Quels sont les facteurs de risques ?

La qualité du résultat à long terme et à court terme dépend de facteurs multiples :

1. Type d'implants utilisés (design, matériau).
2. Qualité de la technique opératoire (orientation et fixation des composants).
3. Facteurs de risques préopératoires (âge, poids, étiologie de la maladie et qualité de l'os).
4. Facteurs de risques postopératoires (solicitation de la prothèse et nombre de cycles de charge)

## Facteurs démographiques

### Âge

Les patients jeunes<sup>73,74</sup> (< 40 ans) sollicitent mécaniquement leur prothèse de façon plus importante en raison de leur meilleur état de santé. Même les patients de moins de 60 ans présentent un risque plus élevé<sup>75</sup>. Ainsi, pour Johnsson, chaque décennie de moins lors de l'intervention augmente le risque relatif de descellement de 1.8<sup>73</sup>.

### Poids

Le poids<sup>76</sup> est un autre facteur de risque de descellement, la raison étant une sollicitation plus importante de l'implant. Chang et coll.<sup>74</sup> rapportent une incidence plus élevée d'échec pour un poids plus important et également pour une taille plus importante. Olsson rapporte un risque augmenté pour les patients de plus de 80 kg<sup>75</sup>.

## Sexe

Le sexe masculin<sup>74,76-80</sup> est responsable de deux façons différentes dans les causes de descellement : les hommes sont en moyenne plus lourds et sont plus actifs que les femmes du même âge. Les hommes bénéficient également d'une intervention à un plus jeune âge que les femmes (68.5 ans pour les hommes en 1992 versus 70.5 ans ; 67 ans vs 70 ans en 2005)<sup>3</sup>.

## Os

La qualité et la quantité (épaisseur du calcar et aspect trabéculaire) d'os jouent également un rôle dans la survie de l'implant<sup>81,82</sup>. En cas d'arthrose primaire, la survie à long terme devrait être meilleure, car les patients arthrosiques ont peu tendance à l'ostéoporose. Mais, à contrario, Carlsson<sup>83</sup> ne trouve pas de différence dans la survie des implants en fonction de la masse osseuse. Un curetage trop important de l'os trabéculaire ne permet pas une interdigitation suffisante du ciment et compromet la fixation à l'interface ciment-os. Mais un curetage insuffisant de l'os trabéculaire semble également être préjudiciable à la survie<sup>81</sup> de l'implant. Si l'épaisseur de l'os trabéculaire dans la région proximale et médiale du fémur est de < 2 [mm], la survie de l'implant est meilleure<sup>65</sup>.

## Intervention

Une intervention antérieure de la hanche (PTH ou autre) augmente les risques de descellement aseptique<sup>84</sup>.

## **Facteurs « prothétiques »**

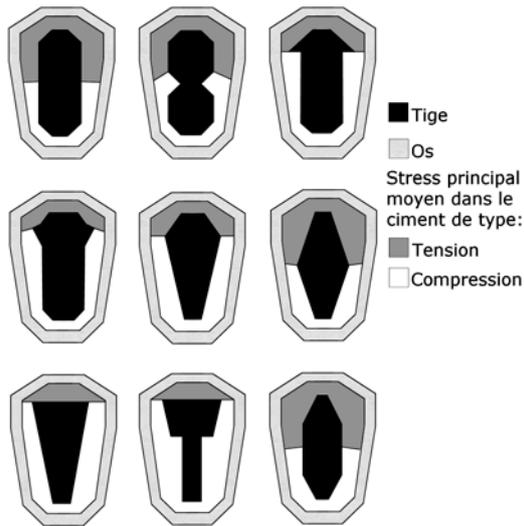
### Design

La géométrie de la tige peut être une des causes de descellement. Lors de stress en torsion, la présence de surface plane sur la tige fémorale permet une meilleure répartition des forces dans l'implant en comparaison à une tige très « cylindrique »<sup>74,85</sup>. La tige cylindrique ne permet pas le transfert des forces de torsion en dessous de la fixation (bonding) proximal et, par conséquent, sollicite plus la partie proximale du manteau de ciment avec un risque plus élevé de descellement. Et une fois le descellement survenu, l'échec du manteau de ciment (fracture) se produit plus rapidement avec une tige cylindrique<sup>85</sup>. D'autres auteurs<sup>86</sup> rapportent que le debonding d'une prothèse Charnley polie ne péjore pas forcément la survie à long terme.

La forme de l'implant modifie de façon importante la répartition entre les forces tensionnelles et les forces de compression dans le ciment<sup>87</sup>. Dans la figure 22, les stress de tension et de compression se répartissent de façon différente en fonction du design de la tige.

La surface de la prothèse joue un rôle important dans l'interface ciment-prothèse, mais également dans l'interface ciment-os. Une interface ciment-prothèse trop rigide déplace le stress vers l'interface suivante, c'est-à-dire l'interface ciment-os.

Pour améliorer la résistance aux stress à l'interface ciment-prothèse, certains implants possèdent des surfaces plus rugueuses. Le risque avec de tels implants est dès que le manteau n'est plus intègre, on se retrouve avec une sorte de « râpe », la tige, qui abrase le ciment accélérant sa fragmentation avec genèse de particules de ciment et métal<sup>88</sup> et accélérant ainsi l'échec de l'implant.



**Figure 22** : Répartition entre tension et compression dans le ciment

Tiré et adapté de Crowninshield, R. D.; Brand, R. A.; Johnston, R. C.; and Milroy, J. C.: An analysis of femoral component stem design in total hip arthroplasty. *J Bone Joint Surg Am*, 62(1): 68-78, 1980.

La taille de l'implant est importante. Un implant trop petit laissera un espace important autour de lui et, par conséquent, le manteau sera très épais. A l'inverse, un implant trop grand ne permettra pas d'obtenir un manteau de ciment assez épais. Les tiges remplissant plus de 50 % du canal intramédullaire démontre de meilleures évolutions radiographiques que celles en remplissant moins de la moitié<sup>65</sup>. Noble<sup>64</sup> pense que le meilleur compromis est atteint entre la solidité de la tige et du ciment quand le canal médullaire est occupé de 70 à 80 % par la tige.

La conception du matériel de préparation du fût fémoral est également importante : la râpe doit permettre la création d'un espace de 2-3 [mm] autour de la tige<sup>89</sup>.

### **Le design de l'Elite Plus<sup>a</sup> :**

Les modifications apportées dans la partie proximale « cobra-like » de l'implant sont sensées permettre une meilleure compression du ciment et une meilleure assise sur le manteau de ciment de la prothèse et éviter son enfoncement. La surface de l'implant au contact du ciment est en Vaquasheen, surface légèrement rugueuse augmentant la résistance de l'interface ciment-prothèse conférant une meilleure stabilité en rotation et évitant l'enfoncement.

Les râpes de l'Elite Plus ont été conçues pour créer un espace de 1.5 [mm] autour de l'implant pour permettre de créer un manteau de ciment de 3.3 [mm] lors de l'impaction par interdigitation du ciment dans l'os.



**Figure 23** : Fini de surface Elite Plus : Vaquasheen

### **Alliage**

L'analyse des tissus adjacents à la prothèse révèle l'accumulation et la concentration de nickel, cobalt, chrome et fer à des doses élevées. Des concentrations de

<sup>a</sup> Ces informations sont tirées du catalogue de DePuy ainsi que du site internet de DePuy : <http://www.jnjgateway.com/home.jhtml?loc=GBENG&page=viewContent&contentId=09008b98802eab5e&parentId=09008b98802eab5e&nodekey=>

chrome jusqu'à 10'000 fois la norme ont été trouvées chez certains patients. Ces doses non physiologiques peuvent peut-être expliquer certains descellements<sup>90</sup>.

Les éléments utilisés dans l'alliage de la prothèse peuvent être source de réaction allergique, ainsi Brown<sup>91</sup> évoque cette possibilité pour un alliage chrome-cobalt comme possibilité pour des descellement aseptiques. Une série de patients ont été testés pour rechercher une hypersensibilité à cet alliage. Aucun signe de causalité n'a été découvert. D'autres tests épicutanés<sup>92</sup> sur des patients ayant une prothèse descellée n'ont pas montré de sensibilisation aux constituants métalliques (chrome, cobalt, nickel et molybdène).

## Position et migration

La position de la tige peut aussi favoriser le descellement<sup>93</sup>. Le varus est une position à éviter, la position neutre ou le valgus sont préférables<sup>75,81,82,84,94</sup>. La migration distale de l'implant (0.33mm au minimum) dans les 6 premiers mois postopératoires est prédictive d'une nécessité de révision des années plus tard. Le mécanisme évoqué par Aspenberg et Van der Vis<sup>95</sup> est l'augmentation de la pression dans les fluides entourant la prothèse. Des expériences réalisées avec une augmentation modérée de la pression autour de la prothèse ont induit une nécrose des ostéocytes accompagnée d'une résorption osseuse.

La position de la cupule est également importante. La localisation du centre de rotation de la tête influence la charge sur la hanche. Sa médialisation améliore la survie de la prothèse. Des cupules placées trop hautes ou trop latérales imposent des stress plus élevés avec des risques de descellement plus importants<sup>96</sup>. Une comparaison<sup>97</sup> entre des prothèses McKee-Farrar (15 descellement vs 15 normales) révèle que les prothèses ayant survécu sont insérées dans une position plus médiales que celles qui se sont descellées.

## Ciment

### Technique

Une cimentation incorrecte<sup>77,80</sup> peut également créer des zones fragiles dans le manteau. Un grade Barrack<sup>63</sup> C ou D est un facteur d'échec important<sup>98</sup> (odds ratio 9.5). La viscosité du ciment semble également jouer un rôle, le ciment de basse viscosité n'améliore pas la fixation prothétique<sup>99</sup> et est corrélé avec un risque plus élevé de descellement<sup>76</sup>. La viscosité du ciment augmente au cours de la polymérisation. Un implant inséré au bon moment sera plus correctement « habillé » de son manteau de ciment. Pour Keller<sup>100</sup>, le meilleur moment d'insertion se situe entre la 2<sup>ème</sup> et la 3<sup>ème</sup> minute de polymérisation.

La présence d'un liquide (eau, sang par exemple) entre le ciment et la prothèse lors de l'implantation peut conduire une interface ciment-prothèse incomplète (absence de contact ciment-prothèse à certains endroits)<sup>100</sup>. Une liaison complète de l'interface ciment-prothèse réduit de 42 % l'amplitude de tension antéropostérieure, tandis que le ciment des faces médiolatérales et verticales subit un stress réduit de 21 % et 17 % respectivement<sup>101</sup>.

### Marque

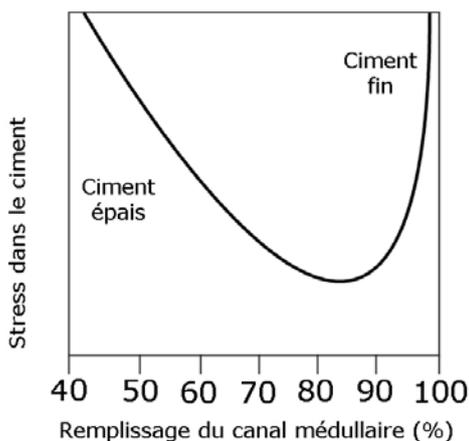
Selon le type de ciment utilisé, le risque de descellement semblerait plus élevé. Ainsi Möhler note une incidence plus importante de descellement pour le CMW par rapport au Palacos<sup>®102</sup>. On retrouve le même résultat chez Massoud<sup>89</sup>. Wedderkopp<sup>103</sup> publie une série de 26 échecs (108 patients) avec du BoneLoc<sup>®</sup>, par contre pas d'échec pour le Palacos<sup>®</sup> (39 patients).

## Constituant

Des allergies à un composant du ciment (N, N-diméthylparatoluidine) sont connues chez les dentistes sous le nom de « denture sore mouth syndrom ». Sur une revue de 15 patients ayant un descellement rapide, sept patients ont eu un test cutané (patch) positif pour le N, N-diméthylparatoluidine<sup>104</sup>. Des allergies au peroxyde de benzoyle sont également évoquées<sup>105</sup>. Ce phénomène reste toutefois marginal. Haddad<sup>104</sup> propose de pratiquer des tests pour s'assurer de l'absence d'hypersensibilité aux constituants du ciment chez les patients ayant eu des expositions professionnelles ou chez le dentiste.

## Manteau

L'épaisseur du manteau de ciment est également un facteur important. Selon Noble<sup>64</sup>, l'épaisseur optimale du manteau de ciment dans la partie proximale du fémur est de 3 à 6 [mm]. Le stress dans le ciment peut être diminué de 50 à 90 % en contrôlant la géométrie du manteau. Sarmiento et Gruen<sup>106</sup> ont montré que l'incidence de l'enfoncement et la résorption du calcar augmentent significativement lorsque le manteau proximal devenait plus fin que 2 [mm]. Ebramzadeh<sup>65</sup> publie des résultats équivalents avec une meilleure survie pour les implants dont le manteau de ciment est de 2 à 5 [mm] dans la région proximale et médiale du fémur que les implants dont le manteau est plus fin ou plus épais.



**Figure 24** : Schéma le stress dans le ciment en fonction du remplissage médullaire par la tige fémorale.

Tiré de Noble, P.; Tullos, H.; and Landon, G.: The Optimum Cement Mantle for Total Hip Replacement: Theory and Practice. Edited, 145-50, Rosemont, IL, The American Academy of Orthopaedic Surgeons, 1991.

D'autres causes anecdotiques existent comme celle d'un patient présentant des douleurs à 5 ans dont la cause du descellement est une infiltration des tissus adjacents de l'implant fémoral par un carcinome à cellules squameuses dont la tumeur primaire fût découverte après investigation dans le poumon gauche<sup>107</sup> mise en évidence en per-opératoire.

### **Pour minimiser le risque de descellement aseptique**

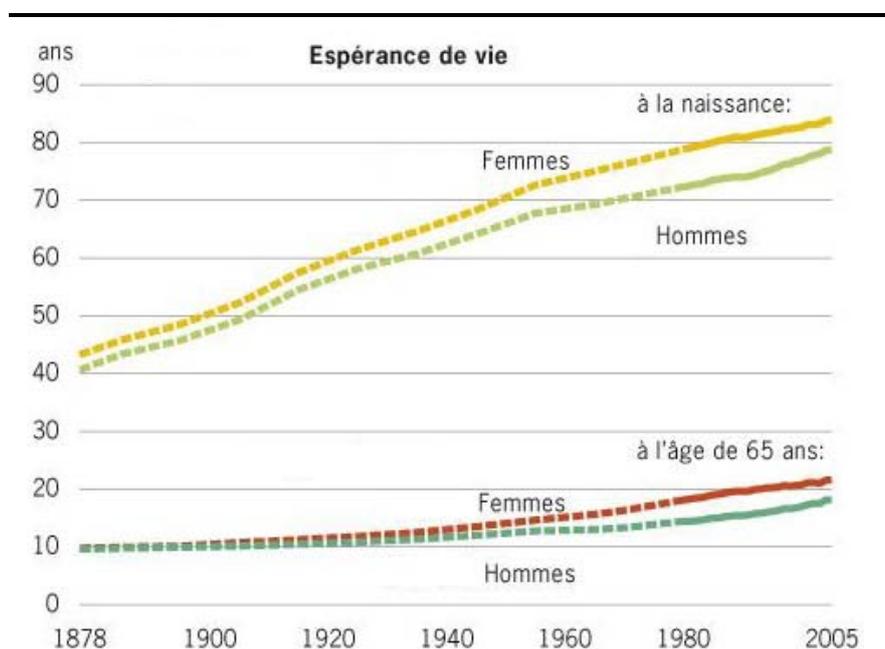
Synthèse des recommandations données par différents auteurs<sup>108</sup> :

- ❖ Position neutre ou léger valgus de l'implant
- ❖ Curetage de l'os trabéculaire
- ❖ Séchage du canal fémoral
- ❖ Bouchon intramédullaire
- ❖ Pressurisation du ciment
- ❖ Eviter une tige trop cylindrique dans la partie distale<sup>85</sup>
- ❖ Espace entre le fût et la prothèse au minimum 2mm dans la région proximale et médiale
- ❖ Pas de défaut du manteau de ciment

## Conclusion

Le pourcentage de révision pour descellement aseptique de cette série (17.5 %) se trouve, si l'on compare avec le tableau 11, au-dessus de la moyenne de la plupart des publications. Le suivi à long terme de ces publications est également plus long. Le rapport annuel 2005 du registre suédois nous donne un taux de révision de 7.9 % sur 234'584 prothèses de hanche cimentées mises en place entre 1979 et 2005<sup>3</sup>.

Du point de vue démographique, le groupe des patients révisés de cette étude pour descellement présente les facteurs de risque classiques connus pour favoriser le descellement (patient plus jeune (62 vs. 66.2 ans), de sexe masculin (24.2 % de descellement vs. 10.4 %) avec BMI plus élevé (29 vs. 26) sans que les résultats ne soient significatifs.



**Figure 25 :** Evolution de l'espérance de vie en Suisse

Les premières prothèses ont été mises chez des patients de plus de 70 ans donnant des résultats favorables permettant avec les années de baisser peu à peu l'âge de mise en place d'une prothèse. La tendance semble plus marquée chez les hommes que chez les femmes entre 1992 et 2005, l'âge moyen a baissé de ~1.5 an pour les hommes et ~0.5 an pour les femmes. Les hommes se font aussi opérer plus jeunes que les femmes (~67 ans vs ~70 ans)<sup>3</sup>.

Parallèlement, l'espérance de vie et la qualité de vie ont augmenté. Les chiffres publiés par l'OFS montrent que l'espérance de vie a progressé de près 10 ans entre 1960 et 2005. « L'espérance de vie en bonne santé » est de 67,5 ans chez les hommes et 68,7 ans chez les femmes (2002). Dix ans plus tôt elle était clairement plus basse (hommes 63,9 ans, femmes 65,3 ans)<sup>109</sup>. Ces facteurs accumulés peuvent faire craindre une augmentation des descellements aseptiques dans un avenir proche. Il va être difficile d'expliquer à un patient qu'il devra « rester tranquille » pendant 30 ans.

<u>Auteurs</u>	<u>Cas</u>	<u>Prothèses</u>	<u>% prothèse descellée</u>	<u>Révision</u>	<u>Suivi (années)</u>
Bonvin	63	Elite+	25.5%	17%	2.2 (0.1-5.1)
Alho & co. <sup>110</sup>	96	Christiansen	-	20 %	3.3 (1.3-7.8)
	23	Charnley	-	9 %	
Ballard & co. <sup>111</sup>	42	NP <sup>a</sup>	12 %	5 %	11 (10-15)
	31	Müller droite	-	35 %	
Bannister <sup>112</sup>	164	Müller courbe	-	45 %	12.2
	87	Exeter	-	13 %	
Barack & co. <sup>63</sup>	50	NP	2 %	0 %	12 (10-14.8)
Bergström & co. <sup>113</sup>	283	NP	2.5 %	-	≥ 1.5
	168	Charnley	-	2.4 %	(22-26)
Collis & co. <sup>114</sup>	209	T-28	-	1.9 %	(20-24)
	227	TR-28	-	2.2 %	(16-20)
	342	Iowa	-	3.5 %	(12-16)
	719	Iowa precoat	-	3.1 %	(5-11)
Collis & co. <sup>115</sup>	122 (rugueux)	NP	3 %	0 %	5.98
	122 (poli)	NP	0 %	0 %	5.32
Fowler & co. <sup>116</sup>	426	NP	1.6 %	0.23 %	(0-17)
Gudmusson & co. <sup>78</sup>	125	NP	29 %	-	> 10
	336	NP	3 %	1.8 %	
Klapach & co. <sup>86</sup>	116	NP	3 %	3 %	≥ 15
	51	NP	8 %	8 %	≥ 20
	1941	NP	1.4 %	1 %	5 (2-10)
Möhler & co. <sup>102</sup>	1941	NP	1.4 %	1 %	5 (2-10)
Mulroy & co. <sup>43</sup>	93	NP	3 %	-	11.2 (10-12.7)
Mulroy & co. <sup>117</sup>	43	NP	23 %	16 %	15.1 (14.2-17.5)
Nilsen & co. <sup>118</sup>	161	NP	44.7 % <sup>b</sup>	(4) <sup>c</sup> (30) <sup>d</sup>	(0.5-3)
Olsson & co. <sup>75</sup>	151	NP	20.5 % <sup>e</sup>	(14)	
Ong & co. <sup>119</sup>	429	Precoat	9.5 %	(43)	8.4 (5-12)
	192	Design-2	3.9 %	(8)	13.5 (12-15)
Paterson & co. <sup>120</sup>	882	NP	8 %	-	6.8
Sarmiento & co. <sup>121</sup>	367	Charnley	8.45 %	3.27 %	(1-15)
	383	STH	5.48 %	2.87 %	(1-11)
Sporer & co. <sup>122</sup>	36 (r. <sup>f</sup> 0.8µm)	NP	11 %	6 %	11.3
	45 (r. 2.1µm)		24 %	18 %	8.2
Stauffer & co. <sup>123</sup>	231	NP	29.9 %	6 %	10

**Tableau 11** : Descellement aseptique du composant fémoral. Données comparatives.

Note : - : pas de données disponibles.

<sup>a</sup> NP : non précisé

<sup>b</sup> (72 (+ 2 probables))

<sup>c</sup> Révision pour infection

<sup>d</sup> Dont 6 en attente de révision lors de la publication

<sup>e</sup> (31 (+ 15 probables))

<sup>f</sup> r : rugosité de la surface de la tige

Concernant la prothèse elle-même, l'échec plus important des plus petites tailles (1 et 2) est probablement à mettre sur des facteurs géométriques. La tige de la prothèse

Elite est cylindrique dans sa portion distale. Les forces de torsion ne sont pas transmises correctement dans la partie cylindrique de la tige<sup>85</sup>. La diminution de la taille de la tige diminue les surfaces planes antérieure et postérieure dans la partie proximale augmentant ainsi la « cylindricité » de la prothèse favorisant l'augmentation du stress dans le manteau de ciment. L'épaisseur du manteau a également posé des problèmes dans la région proximomédiale si on se réfère aux différents critères existants<sup>64,65</sup>

Les progrès de l'industrie dans la modélisation, l'usinage, les différents alliages ont permis d'améliorer la survie des implants. Mais le chemin est parfois semé d'embûches (fracture d'implant sur une gravure au laser<sup>124</sup>, présence de lubrifiant sur les composants acétabulaires<sup>a</sup>). Les modifications portées aux composants d'une prothèse doivent prouver leur validité au cours du temps. La durée de vie des implants actuels est, dans le meilleur des cas, autour des 25-30 ans. Il est difficile de prouver dans les phases préliminaires d'utilisation la supériorité d'une prothèse sur une autre. L'Elite + se targue d'être la digne héritière de la prothèse de Charnley, mais elle n'est pas la seule à ne pas tenir toutes ses promesses. Ainsi pour Dall, les nouvelles générations de prothèses de Charnley nécessitent plus de révision pour descellement que les implants de première génération<sup>125</sup>.



**Figure 26** : Différents modèles de prothèses de hanches.

<sup>a</sup> Rappel par Sulzer Medica le 8 décembre 2000 des implants acétabulaires Inter-Op

# Références bibliographiques

Listées par ordres alphabétiques

- 1. Charnley J.** *Low Friction Arthroplasty of the Hip : Theory and Practice.* Verlag, 1979.
- 2. Amstutz HC.** Innovations in design and technology. The story of hip arthroplasty. *Clin Orthop* 2000;378:23-30.
- 3.** The Swedish National Hip Arthroplasty Register: ANNUAL REPORT 2005. 2005.
- 4.** The Norwegian Arthroplasty Register: Report 2005. *The Norwegian Arthroplasty Register* 2005.
- 5. Planchamp W.** L'histoire des prothèses de hanche. 1998.
- 6. Leclercq S.** Prothèses totales de hanche : historique, problèmes actuels, voies de recherches et incidences économiques. *Biomequip* 1988;16:61-7.
- 7. Coventry MB.** *Reconstructive surgery of the joints.* 2nd ed.:875-82.
- 8. Cobb TK, Morrey BF, Ilstrup DM.** Effect of the elevated-rim acetabular liner on loosening after total hip arthroplasty. *J Bone Joint Surg Am* 1997;79-9:1361-4.
- 9. Ollier LXEK.** *Traité de résections et des opérations conservatrices qu'on peut pratiquer sur le système osseux.* G. Masson, 1885.
- 10. Duff-Barclay I, Scales JT, Wilson JN.** Biomechanics. The development of the Stanmore total hip replacement. *Proc R Soc Med* 1966;59-10:948-51.
- 11. Delbet P.** *Bull. Soc. Nat. Chir* 1903;24:234.
- 12. Hodges SD, Humphreys SC, Eck JC, Murphy RB.** Intraoperative loosening of Bagby and Kuslich cages during anterior lumbar interbody fusion. *J Spinal Disord* 2000;13-6:535-7.
- 13. Hey-Groves EW.** Arthroplasty. *Brit. J. Surg* 1923;11:234.
- 14. Hey-Groves EW.** Some contribution to the reconstructive surgery of the hip. *Brit. J. Surg* 1927;14:486.
- 15. Hoffa A.** *Lehrbuch der Orthopädischen Chirurgie.* 7th ed., 1925.
- 16. Knahr K, Zerobin K, Salzer M, König B, Mostbeck A, Wickenhauser B.** [Value of scintigraphy in aseptic loosening of cemented and cement-free hip endoprostheses]. *Z Orthop Ihre Grenzgeb* 1987;125-4:413-7.
- 17. MacAusland RW.** Arthroplasty of the hip. *6th Congress Society of International Surgery.* Vol. 1. Bruxelles.
- 18. Allison M, Brooks B.** The mobilization of ankylosed joints. *Surg. Gynaecol. Obstet.* 1913-17:645.
- 19. Smith-Petersen MN.** Evolution of mould arthroplasty of the hip joint. *Journal Bone Joint Surgery* 1948;30B:59.
- 20. Boutin P, D DB.** Les nouveaux matériaux utilisés dans les prothèses totales de hanche. *Cahier d'enseignement de la SOFCOT* 1979;10:27-44.
- 21. Wiles P.** The surgery of the osteoarthritic hip. *Br J Surg* 1958;45-193:488-97.
- 22. Bohlmann HR.** Replacement reconstruction of the hip. *Am J Surg* 1952;84:268.
- 23. Haboush EJ.** A new operation for arthroplasty of the hip based on biomechanics, photoelasticity, fast-setting dental acrylic, and other considerations. *Bull Hosp Joints Dis* 1953;14:242.
- 24. Moore AT, Bohlmann EJ.** Metal hip joint : a case report. *J Bone Joint Surg Am* 1943;25:688.
- 25. Moore AT.** Metal hip joint. A case report. *Clin Orthop* 1970;72:3-6.
- 26. Coventry MB.** A historical perspective and the present status of total hip arthroplasty. In: Elsevier, ed. *Excerpta International Congress Series.* New York, 1983.
- 27. Thompson FR.** Two and the half year's experience with a vitallium intramedullary hip prosthesis. *J Bone Joint Surg Am* 1954;36-A:489.
- 28. Huggler AH, Jacob HA.** A new approach towards hip-prosthesis design. *Arch Orthop Trauma Surg* 1980;97-2:141-4.
- 29. Carlsson LV, Albrektsson BE, Albrektsson BG, Albrektsson TO, Jacobsson CM, Macdonald W, Regner L, Rostlund T, Weidenhielm LR.** Stepwise introduction of a bone-conserving osseointegrated hip arthroplasty using RSA and a randomized study: I. Preliminary investigations--52 patients followed for 3 years. *Acta Orthop* 2006;77-4:549-58.
- 30. Carlsson LV, Albrektsson T, Albrektsson BE, Jacobsson CM, Macdonald W, Regner L, Weidenhielm LR.** Stepwise introduction of a bone-conserving osseointegrated hip arthroplasty using RSA and a randomized study: II. Clinical proof of concept--40 patients followed for 2 years. *Acta Orthop* 2006;77-4:559-66.
- 31. Wiltse LL, Hall RH, Stenehjem JC.** Experimental studies regarding the possible use of the self-curing acrylic in orthopaedic surgery. *J Bone Joint Surg Am* 1957;39-A:961.
- 32. Charnley J.** *Acrylic cement in Orthopaedic surgery.* Edinburgh: E & S Livingstone, 1970.
- 33. Charnley J.** Faltin lecture: evolution of total hip replacement. *Ann Chir Gynaecol* 1982;71-2:103-7.
- 34. Charnley J.** Anchorage of the femoral head prosthesis to the shaft of the femur. *J Bone Joint Surg Br* 1960;42-B:28.
- 35. Giliberty RP.** Low friction bipolar hip endoprosthesis. *Int Surg* 1977;62-1:38-41.
- 36. Bateman JE.** Experience with a multi-bearing implant in reconstruction for hip deformities. *Ortho. Trans.* 1977;1:242.
- 37. Graham J, Pruitt L, Ries M, Gundiah N.** Fracture and fatigue properties of acrylic bone cement: the effects of mixing method, sterilization treatment, and molecular weight. *J Arthroplasty* 2000;15-8:1028-35.
- 38. Schmalzried TP, Kwong LM, Jasty M, Sedlacek RC, Haire TC, O'Connor DO, Bragdon CR, Kabo JM, Malcolm AJ, Harris WH.** The mechanism of loosening of cemented acetabular components in total hip arthroplasty. Analysis of specimens retrieved at autopsy. *Clin Orthop* 1992-274:60-78.
- 39. Saha S, Pal S.** Mechanical properties of bone cement: a review. *J Biomed Mater Res* 1984;18-4:435-62.
- 40. Cabanela ME, Coventry MB, MacCarty CS, Miller WE.** The fate of patients with methyl

- methacrylate cranioplasty. *J Bone Joint Surg Am* 1972;54-2:278-81.
- 41. Ahmed AM, Raab S, Miller JE.** Metal/cement interface strength in cemented stem fixation. *J Orthop Res* 1984;2-2:105-18.
- 42. Oh I, Carlson CE, Tomford WW, Harris WH.** Improved fixation of the femoral component after total hip replacement using a methacrylate intramedullary plug. *J Bone Joint Surg Am* 1978;60-5:608-13.
- 43. Mulroy RD, Jr., Harris WH.** The effect of improved cementing techniques on component loosening in total hip replacement. An 11-year radiographic review. *J Bone Joint Surg Br* 1990;72-5:757-60.
- 44. Burke DW, Gates EI, Harris WH.** Centrifugation as a method of improving tensile and fatigue properties of acrylic bone cement. *J Bone Joint Surg Am* 1984;66-8:1265-73.
- 45. Jones PR, Hukins DW, Porter ML, Davies KE, Timperley AJ, Hardinge K, Taylor CJ.** Aseptic loosening of the femoral component in cemented total hip replacement. *J Biomed Eng* 1992;14-5:379-84.
- 46. Wixson RL, Lautenschlager EP, Novak MA.** Vacuum mixing of acrylic bone cement. *J Arthroplasty* 1987;2-2:141-9.
- 47. Gates EI, Carter DR, Harris WH.** Tensile fatigue failure of acrylic bone cement. *J Biomech Eng* 1983;105-4:393-7.
- 48. Bishop NE, Ferguson S, Tepic S.** Porosity reduction in bone cement at the cement-stem interface. *J Bone Joint Surg Br* 1996;78-3:349-56.
- 49. Goodman SB, Huie P, Song Y, Lee K, Doshi A, Rushdieh B, Woolson S, Maloney W, Schurman D, Sibley R.** Loosening and osteolysis of cemented joint arthroplasties. A biologic spectrum. *Clin Orthop* 1997;337:149-63.
- 50. Holm JN.** The modulus of elasticity and flexural strength of some acrylic bone cements. *Acta Orthop Scand* 1977-48:436-45.
- 51. Harris WH.** Traumatic arthritis of the hip after dislocation and acetabular fractures: treatment by mold arthroplasty. An end-result study using a new method of result evaluation. *J Bone Joint Surg Am* 1969;51-4:737-55.
- 52. Lequesne M, Samson M, Gerard P, Mery C.** [Pain-function indices for the follow-up of osteoarthritis of the hip and the knee]. *Rev Rhum Mal Osteoartic* 1990;57-9 (Pt 2):32S-6S.
- 53. Bellamy N.** Outcome measurement in osteoarthritis clinical trials. *J Rheumatol Suppl* 1995;43:49-51.
- 54. Merle d'Aubigné M, Postel M.** Functional results of hip arthroplasty with acrylic prosthesis. *J Bone Joint Surg [Am]* 1954;36-A:451-75.
- 55. Gruen TA, McNeice GM, Amstutz HC.** "Modes of failure" of cemented stem-type femoral components: a radiographic analysis of loosening. *Clin Orthop* 1979-141:17-27.
- 56. Manley MT, Stern LS, Kotzar G, Stulberg BN.** Femoral component loosening in hip arthroplasty. Cadaver study of subsidence and hoop strain. *Acta Orthop Scand* 1987;58-5:485-90.
- 57. Harris WH, McGann WA.** Loosening of the femoral component after use of the medullary-plug cementing technique. Follow-up note with a minimum five-year follow-up. *J Bone Joint Surg Am* 1986;68-7:1064-6.
- 58. Harris WH, McCarthy JC, Jr., O'Neill DA.** Femoral component loosening using contemporary techniques of femoral cement fixation. *J Bone Joint Surg Am* 1982;64-7:1063-7.
- 59. Reeves TQ, Gold RH.** The fallen wire sign. An indicator of hip prosthetic loosening. *Clin Orthop* 1992-284:161-3.
- 60. Georgiou AP, Cunningham JL.** Accurate diagnosis of hip prosthesis loosening using a vibrational technique. *Clin Biomech (Bristol, Avon)* 2001;16-4:315-23.
- 61. Li PL, Jones NB, Gregg PJ.** Loosening of total hip arthroplasty. Diagnosis by vibration analysis. *J Bone Joint Surg Br* 1995;77-4:640-4.
- 62. Koster G, Munz DL, Kohler HP.** Clinical value of combined contrast and radionuclide arthrography in suspected loosening of hip prostheses. *Arch Orthop Trauma Surg* 1993;112-5:247-54.
- 63. Barrack RL, Mulroy RD, Jr., Harris WH.** Improved cementing techniques and femoral component loosening in young patients with hip arthroplasty. A 12-year radiographic review. *J Bone Joint Surg Br* 1992;74-3:385-9.
- 64. Noble P, Tullos H, Landon G.** *The Optimum Cement Mantle for Total Hip Replacement: Theory and Practice*. Vol. 40 Rosemont, IL: The American Academy of Orthopaedic Surgeons, 1991:145-50.
- 65. Ebramzadeh E, Sarmiento A, McKellop HA, Llinas A, Gogan W.** The cement mantle in total hip arthroplasty. Analysis of long-term radiographic results. *J Bone Joint Surg Am* 1994;76-1:77-87.
- 66. Boubaker A, Delaloye AB, Blanc CH, Dutoit M, Leyvraz PF, Delaloye B.** Immunoscintigraphy with antigranulocyte monoclonal antibodies for the diagnosis of septic loosening of hip prostheses. *Eur J Nucl Med* 1995;22-2:139-47.
- 67. Bohatyrewicz A, Birkenfeld B, Mazurkiewicz H, Tustanowski S.** [Scintigraphic bone scans in evaluation of aseptic and septic hip prosthesis loosening]. *Chir Narzadow Ruchu Ortop Pol* 1993;58-5:407-11.
- 68. Manthey N, Reinhard P, Moog F, Knesewitsch P, Hahn K, Tatsch K.** The use of [<sup>18</sup>F]fluorodeoxyglucose positron emission tomography to differentiate between synovitis, loosening and infection of hip and knee prostheses. *Nucl Med Commun* 2002;23-7:645-53.
- 69. Atkins RM, Langkamer VG, Perry MJ, Elson CJ, Collins CM.** Bone-membrane interface in aseptic loosening of total joint arthroplasties. *J Arthroplasty* 1997;12-4:461-4.
- 70. Goldring SR, Jasty M, Roelke MS, Rourke CM, Bringham FR, Harris WH.** Formation of a synovial-like membrane at the bone-cement interface. Its role in bone resorption and implant loosening after total hip replacement. *Arthritis Rheum* 1986;29-7:836-42.
- 71. Greenfield EM, Bi Y, Ragab AA, Goldberg VM, Van De Motter RR.** The role of osteoclast differentiation in aseptic loosening. *J Orthop Res* 2002;20-1:1-8.
- 72. Horowitz SM, Purdon MA.** Mechanisms of cellular recruitment in aseptic loosening of prosthetic joint implants. *Calcif Tissue Int* 1995;57-4:301-5.
- 73. Johnsson R, Franzen H, Nilsson LT.** Combined survivorship and multivariate analyses of revisions in 799 hip prostheses. A 10- to 20-year review of mechanical loosening. *J Bone Joint Surg Br* 1994;76-3:439-43.
- 74. Suh KT, Chang JW, Jung JS.** The role of inducible nitric oxide synthase in aseptic loosening

- after total hip arthroplasty. *J Bone Joint Surg Br* 2002;84-5:753-7.
- 75. Olsson SS, Jernberger A, Tryggo D.** Clinical and radiological long-term results after Charnley-Muller total hip replacement. A 5 to 10 year follow-up study with special reference to aseptic loosening. *Acta Orthop Scand* 1981;52-5:531-42.
- 76. Hierton C, Blomgren G, Lindgren U.** Factors associated with early loosening of cemented total hip prostheses. *Acta Orthop Scand* 1983;54-2:168-73.
- 77. Carlsson AS, Gentz CF.** Mechanical loosening of the femoral head prosthesis in the Charnley total hip arthroplasty. *Clin Orthop* 1980;147:262-70.
- 78. Gudmundsson GH, Hedeboe J, Kjaer J.** Mechanical loosening after hip replacement. Incidence after 10 years in 125 patients. *Acta Orthop Scand* 1985;56-4:314-7.
- 79. Iannotti JP, Balderston RA, Booth RE, Rothman RH, Cohn JC, Pickens G.** Aseptic loosening after total hip arthroplasty. Incidence, clinical significance, and etiology. *J Arthroplasty* 1986;1-2:99-107.
- 80. Lindberg HO, Carlsson AS.** Mechanical loosening of the femoral component in total hip replacement, Brunswik design. *Acta Orthop Scand* 1983;54-4:557-61.
- 81. Aldinger G, Gekeler J.** Aseptic loosening of cement-anchored total hip replacements. *Arch Orthop Trauma Surg* 1982;100-1:19-25.
- 82. Kristiansen B, Jensen JS.** Biomechanical factors in loosening of the Stanmore hip. *Acta Orthop Scand* 1985;56-1:21-4.
- 83. Carlsson AS, Nilsson BE.** The relationship of bone mass and loosening of the femoral component in total hip replacement. *Acta Orthop Scand* 1980;51-2:285-8.
- 84. Pacheco V, Shelley P, Wroblewski BM.** Mechanical loosening of the stem in Charnley arthroplasties. Identification of the "at risk" factors. *J Bone Joint Surg Br* 1988;70-4:596-9.
- 85. Mann KA, Bartel DL, Ayers DC.** Influence of stem geometry on mechanics of cemented femoral hip components with a proximal bond. *J Orthop Res* 1997;15-5:700-6.
- 86. Klapach AS, Callaghan JJ, Goetz DD, Olejniczak JP, Johnston RC.** Charnley total hip arthroplasty with use of improved cementing techniques: a minimum twenty-year follow-up study. *J Bone Joint Surg Am* 2001;83-A-12:1840-8.
- 87. Crowninshield RD, Brand RA, Johnston RC, Milroy JC.** An analysis of femoral component stem design in total hip arthroplasty. *J Bone Joint Surg Am* 1980;62-1:68-78.
- 88. Schmalzried TP, Zahiri CA, Woolson ST.** The significance of stem-cement loosening of grit-blasted femoral components. *Orthopedics* 2000;23-11:1157-64.
- 89. Massoud SN, Hunter JB, Holdsworth BJ, Wallace WA, Juliusson R.** Early femoral loosening in one design of cemented hip replacement. *J Bone Joint Surg Br* 1997;79-4:603-8.
- 90. Dielert E, Milachowski K, Schramel P.** [The role of the alloy-specific elements iron, cobalt, chromium and nickel in aseptic loosening of total hip joint prosthesis]. *Z Orthop Ihre Grenzgeb* 1983;121-1:58-63.
- 91. Brown GC, Lockshin MD, Salvati EA, Bullough PG.** Sensitivity to metal as a possible cause of sterile loosening after cobalt-chromium total hip-replacement arthroplasty. *J Bone Joint Surg Am* 1977;59-2:164-8.
- 92. Granchi D, Ciapetti G, Stea S, Cavedagna D, Bettini N, Bianco T, Fontanesi G, Pizzoferrato A.** Evaluation of several immunological parameters in patients with aseptic loosening of hip arthroplasty. *Chir Organi Mov* 1995;80-4:399-408.
- 93. Coudane H, Fery A, Sommelet J, Lacoste J, Leduc P, Gaucher A.** Aseptic loosening of cemented total arthroplasties of the hip in relation to positioning of the prosthesis. New utilization of the Tschuprow-Cramer statistical test. *Acta Orthop Scand* 1981;52-2:201-5.
- 94. Delagoutte P, Mainard D, Dupuy M, Peltre G, G'Sell C.** [Study of loosening and wear of total hip prosthesis. Apropos of a series followed-up over 10 years]. *Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot* 1991;77-1:25-33.
- 95. Aspenberg P, Van der Vis H.** Migration, particles, and fluid pressure. A discussion of causes of prosthetic loosening. *Clin Orthop* 1998;352:75-80.
- 96. Yoder SA, Brand RA, Pedersen DR, O'Gorman TW.** Total hip acetabular component position affects component loosening rates. *Clin Orthop* 1988;228:79-87.
- 97. Zahiri CA, Schmalzried TP, Ebramzadeh E, Szuszczewicz ES, Salib D, Kim C, Amstutz HC.** Lessons learned from loosening of the McKee-Farrar metal-on-metal total hip replacement. *J Arthroplasty* 1999;14-3:326-32.
- 98. Chambers IR, Fender D, McCaskie AW, Reeves BC, Gregg PJ.** Radiological features predictive of aseptic loosening in cemented Charnley femoral stems. *J Bone Joint Surg Br* 2001;83-6:838-42.
- 99. Mjoberg B, Franzen H, Selvik G.** Early detection of prosthetic-hip loosening. Comparison of low- and high-viscosity bone cement. *Acta Orthop Scand* 1990;61-3:273-4.
- 100. Keller JC, Lautenschlager EP, Marshall GW, Jr., Meyer PR, Jr.** Factors affecting surgical alloy/bone cement interface adhesion. *J Biomed Mater Res* 1980;14-5:639-51.
- 101. Crowninshield RD, Tolbert JR.** Cement strain measurement surrounding loose and well-fixed femoral component stems. *J Biomed Mater Res* 1983;17-5:819-28.
- 102. Mohler CG, Callaghan JJ, Collis DK, Johnston RC.** Early loosening of the femoral component at the cement-prosthesis interface after total hip replacement. *J Bone Joint Surg Am* 1995;77-9:1315-22.
- 103. Wedderkopp N, Andersen-Ranberg F, Andersen MB, Termansen NB.** Aseptic loosening of BonelocR cemented hip prostheses. *Int Orthop* 1997;21-2:87-90.
- 104. Haddad FS, Cobb AG, Bentley G, Levell NJ, Dowd PM.** Hypersensitivity in aseptic loosening of total hip replacements. The role of constituents of bone cement. *J Bone Joint Surg Br* 1996;78-4:546-9.
- 105. Jager M, Balda BR.** Loosening of a total hip prosthesis at contact allergy due to benzoyl peroxide. *Arch Orthop Trauma Surg* 1979;94-3:175-8.
- 106. Sarmiento A, Gruen TA.** Radiographic analysis of a low-modulus titanium-alloy femoral total hip component. Two to six-year follow-up. *J Bone Joint Surg Am* 1985;67-1:48-56.

- 107. Allain J, Le Mouel S, Voicin MC, Delepine G, Goutallier D.** The importance of systematic histological examination after loosening of an implant. *J Bone Joint Surg Br* 1998;80-4:591-4.
- 108. Pellicci PM, Salvati EA, Robinson HJ.** Mechanical failures in total hip replacement requiring reoperation. *J Bone Joint Surg Am* 1979;61-1:28-36.
- 109. OFS.** Panorama - Survol. In: Office fédéral de la statistique - Section diffusion p, ed. Neuchâtel: OFS, 2007.
- 110. Alho A, Soreide O, Bjersand AJ.** Mechanical factors in loosening of Christiansen and Charnley arthroplasties. *Acta Orthop Scand* 1984;55-3:261-6.
- 111. Ballard WT, Callaghan JJ, Sullivan PM, Johnston RC.** The results of improved cementing techniques for total hip arthroplasty in patients less than fifty years old. A ten-year follow-up study. *J Bone Joint Surg Am* 1994;76-7:959-64.
- 112. Bannister G.** Mechanical failure in the femoral component in total hip replacement. *Orthop Clin North Am* 1988;19-3:567-73.
- 113. Bergstrom B, Lindberg L, Persson BM, Onnerfalt R.** Complications after total hip arthroplasty according to Charnley in a Swedish series of cases. *Clin Orthop* 1973;95:91-5.
- 114. Collis DK, Mohler CG.** Loosening rates and bone lysis with rough finished and polished stems. *Clin Orthop* 1998-355:113-22.
- 115. Collis DK, Mohler CG.** Comparison of clinical outcomes in total hip arthroplasty using rough and polished cemented stems with essentially the same geometry. *J Bone Joint Surg Am* 2002;84-A-4:586-92.
- 116. Fowler JL, Gie GA, Lee AJ, Ling RS.** Experience with the Exeter total hip replacement since 1970. *Orthop Clin North Am* 1988;19-3:477-89.
- 117. Mulroy WF, Harris WH.** Revision total hip arthroplasty with use of so-called second-generation cementing techniques for aseptic loosening of the femoral component. A fifteen-year-average follow-up study. *J Bone Joint Surg Am* 1996;78-3:325-30.
- 118. Nilsen AR, Wiig M.** Total hip arthroplasty with Boneloc: loosening in 102/157 cases after 0.5-3 years. *Acta Orthop Scand* 1996;67-1:57-9.
- 119. Ong A, Wong KL, Lai M, Garino JP, Steinberg ME.** Early failure of precoated femoral components in primary total hip arthroplasty. *J Bone Joint Surg Am* 2002;84-A-5:786-92.
- 120. Paterson M, Fulford P, Denham R.** Loosening of the femoral component after total hip replacement. The thin black line and the sinking hip. *J Bone Joint Surg Br* 1986;68-3:392-7.
- 121. Sarmiento A, Natarajan V, Gruen TA, McMahon M.** Radiographic performance of two different total hip cemented arthroplasties. A survivorship analysis. *Orthop Clin North Am* 1988;19-3:505-15.
- 122. Sporer SM, Callaghan JJ, Olejniczak JP, Goetz DD, Johnston RC.** The effects of surface roughness and polymethylmethacrylate precoating on the radiographic and clinical results of the Iowa hip prosthesis. A study of patients less than fifty years old. *J Bone Joint Surg Am* 1999;81-4:481-92.
- 123. Stauffer RN.** Ten-year follow-up study of total hip replacement. *J Bone Joint Surg Am* 1982;64-7:983-90.
- 124. Lee EW, Kim HT.** Early fatigue failures of cemented, forged, cobalt-chromium femoral stems at the neck-shoulder junction. *J Arthroplasty* 2001;16-2:236-8.
- 125. Dall DM, Learmonth ID, Solomon MI, Miles AW, Davenport JM.** Fracture and loosening of Charnley femoral stems. Comparison between first-generation and subsequent designs. *J Bone Joint Surg Br* 1993;75-2:259-65.

## Tableaux

Tableau 1 : Petit résumé de l'évolution de la prothèse de la hanche. ....	8
Tableau 2 : Propriétés mécaniques du ciment .....	12
Tableau 3 : Résistance à la fracture selon divers modes de stérilisation par irradiation ..	13
Tableau 4 : Masse moléculaire moyenne de la poudre et du ciment Palacos® selon les modes de stérilisation.....	13
Tableau 5 : Propriétés mécaniques de l'os humain et du PMMA.....	14
Tableau 6 : Diagnostics préopératoires.....	15
Tableau 7 : Zones de Gruen.....	17
Tableau 8 : Epaisseur en [mm] du manteau de ciment. Moyenne [min-Max].....	19
Tableau 9 : Pourcentage d'échec en fonction de la taille de la tige .....	19
Tableau 10 : Descellement radiologique évalué selon Harris.....	20
Tableau 11 : Descellement aseptique du composant fémoral. Données comparatives. ....	32

## Figures

Figure 1 : Prothèse des frères Judet en PMMA .....	5
Figure 2 : Prothèse de Moore .....	5
Figure 3 : Prothèse de Wiles .....	5
Figure 4 : Prothèse totale de hanche de Huggler et Jacob .....	6
Figure 5 : Prothèse de Carlsson .....	6
Figure 6 : Tige droite de Müller. ....	6
Figure 7 : Sir John Charnley.....	7
Figure 8 : Prothèses de Giliberty .....	7
Figure 9 : Méthylméthacrylate.....	9
Figure 10 : Radiographie de Simplex P.....	10
Figure 11 : Section de fémur montrant la porosité du ciment entre le mélange à la main et le mélange sous vide .....	10
Figure 12 : Section de fémur montrant la porosité du ciment entre tige à 23° et la tige à 44° .....	11
Figure 13 : Schéma montrant les différents types de stress en fonction des forces appliquées. ....	13
Figure 14 : Suivi en mois des implants .....	15
Figure 15 : Taille des tiges implantées .....	19
Figure 16 : Survie selon Kaplan-Meier .....	20
Figure 17 : Mode Ia .....	25
Figure 18 : Mode Ib .....	25
Figure 19 : Mode II .....	25
Figure 20 : Mode III.....	26
Figure 21 : Mode IV .....	26
Figure 22 : Répartition entre tension et compression dans le ciment .....	28
Figure 23 : Fini de surface Elite Plus : Vaquasheen .....	28
Figure 24 : Schéma le stress dans le ciment en fonction du remplissage médullaire par la tige fémorale.....	30
Figure 25 : Evolution de l'espérance de vie en Suisse .....	31
Figure 26 : Différents modèles de prothèses de hanches. ....	33