

**ACCIDENTS PEROPERATOIRES
ET POSTOPERATOIRES
LIES A L'UTILISATION DE CIMENTS
A BASE DE POLYMETHACRYLATE
DE METHYLE DANS L'ARTHROPLASTIE
DE LA HANCHE**

SCD UNIV.LIMOGES



D 035 096658 0

T H E S E

POUR LE

**DIPLOME D'ETAT
DE DOCTEUR EN PHARMACIE**

présentée et soutenue publiquement le 22 juin 1998

par

Charlotte DENANOT

Epouse LEYLDE

née le 9 mai 1971 à Tours (Indre-et-Loire)

EXAMINATEURS de la THESE

Mademoiselle le Professeur DELAGE	PRESIDENT
Monsieur le Professeur MABIT	JUGE
Mademoiselle JAVERLIAT, <i>Pharmacien des Hôpitaux</i>	JUGE
Monsieur DELPONTE, <i>Chirurgien orthopédiste</i>	JUGE

**UNIVERSITE DE LIMOGES
FACULTE DE PHARMACIE**

<u>DOYEN DE LA FACULTE:</u>	Monsieur le Professeur GHESTEM Axel
<u>ASSESEURS:</u>	Monsieur le Professeur HABRIOUX Gérard Monsieur DREYFUSS Gilles - Maître de Conférences
<u>PROFESSEURS:</u>	
BENEYTOUT Jean-Louis	BIOCHIMIE et BIOLOGIE MOLECULAIRE
BERNARD Michel	PHYSIQUE-BIOPHYSIQUE
BOSGIRAUD Claudine	BACTERIOLOGIE-VIROLOGIE PARASITOLOGIE
BROSSARD Claude	PHARMACOTECHNIE
BUXERAUD Jacques	CHIMIE ORGANIQUE CHIMIE THERAPEUTIQUE
CARDOT Philippe	CHIMIE ANALYTIQUE
CHULIA Albert	PHARMACOGNOSIE
CHULIA Dominique	PHARMACOTECHNIE
DELAGE Christiane	CHIMIE GENERALE ET MINERALE
GHESTEM Axel	BOTANIQUE ET CRYPTOLOGIE
HABRIOUX Gérard	BIOCHIMIE FONDAMENTALE
LACHATRE Gérard	TOXICOLOGIE
MOESCH Christian	HYGIENE-HYDROLOGIE-ENVIRONNEMENT
LOUDART Nicole	PHARMACODYNAMIE

SECRETARE GENERAL DE LA FACULTE - CHEF DES SERVICES ADMINISTRATIFS

POMMARET Maryse

A mon Président de Thèse,

Mademoiselle le Professeur C. DELAGE,

Professeur des Universités de Chimie Générale et de Chimie Minérale,

Vous m'avez fait l'honneur d'accepter la présidence du jury de cette thèse. J'ai apprécié au cours de mes études vos qualités humaines et pédagogiques.

Ce travail, que vous m'avez confié, sera, je l'espère, digne de votre enseignement.

Veillez accepter l'expression de mon plus profond respect.

A mes Juges,

Monsieur le Professeur C. MABIT,

Professeur des Universités d'Anatomie,
Chirurgien des Hôpitaux,

Vous m'avez fait l'honneur d'accepter de juger ce travail et de siéger dans le jury de ma thèse.

Qu'il me soit permis de vous exprimer toute ma reconnaissance.

Veillez croire en l'expression de mon plus profond respect.

Mademoiselle M. JAVERLIAT,

Pharmacien, Chef de service de la pharmacie du CHRU de Limoges,

Très sensible à l'honneur que vous me faites en acceptant de juger cette thèse, je tiens à vous exprimer toute ma gratitude.

Je vous remercie de m'avoir accueillie si chaleureusement dans votre service et de m'avoir toujours encouragée et réconfortée.

Veillez croire en l'expression de ma profonde reconnaissance.

Monsieur P. DELPONTE,

Chirurgien orthopédiste,

Vous avez eu la gentillesse d'accepter de juger cette thèse.

Tout au long de ce travail, j'ai pu apprécier votre grande disponibilité, et surtout votre patience.

Je vous remercie pour les précieux conseils que vous m'avez donnés.

Sans vos qualités pédagogiques, vos compétences, votre attention bienveillante, ce travail n'aurait pu être mené à bien.

Veillez trouver ici le témoignage de ma profonde reconnaissance.

A mes parents,

A mon mari,

A mes grand-mères,

A ma sœur,

A mes frères,

A mes amis.

PLAN

1. INTRODUCTION

2. HISTORIQUE

3. ANATOMIE DE LA HANCHE

4. LES CIMENTS ACRYLIQUES

4.1. Composition

4.2. Propriétés physiques

4.2.1. Temps de prise

4.2.2. Chaleur dégagée

4.2.3. Viscosité

4.2.4. Porosité

4.2.5. Variation de volume

4.3. Propriétés mécaniques

4.3.1. Porosité

4.3.2. Rôle des additifs

4.3.3. Rôle des inclusions de fibre

4.3.4. Irradiation

4.4. Tolérance locale

4.4.1. Interface os-ciment

4.4.2. Interface ciment-prothèse.

5. UTILISATION DU CIMENT - TECHNIQUE OPERATOIRE

5.1. Recommandations

5.2. Utilisation

5.2.1. Application avec les doigts

5.2.2. Technique de scellement à la seringue

5.2.3. Application avec un pistolet à ciment

5.3. Technique opératoire

6. LES ACCIDENTS PEROPERATOIRES ET POSTOPERATOIRES IMMEDIATS

6.1. Accidents cardio-vasculaires

6.2. Embolie graisseuse

6.3. Autres complications provoquées par le ciment

6.3.1. Brûlures cutanées

6.3.2. Complications hématologiques

6.3.3. Complications neurologiques

6.3.4. Hypersensibilité au PMMA

7. LES ACCIDENTS POSTOPERATOIRES TARDIFS

7.1. Complications urologiques

7.2. Compression du nerf sciatique

7.3. Descellements

7.3.1. Descellements aseptiques

7.3.1.1. Mécanisme des descellements aseptiques

7.3.1.2. Diagnostic des descellements aseptiques

7.3.1.3. Traitement des descellements aseptiques

7.3.2. Descellements septiques

7.3.2.1. Facteurs favorisant l'infection

7.3.2.2. Diagnostic des descellements septiques

7.3.2.3. Traitement des descellements septiques

7.3.2.4. Ciment aux antibiotiques

8. DEVENIR A LONG TERME DES PROTHESES DE HANCHE CIMENTEES

9. CONCLUSION

BIBLIOGRAPHIE

TABLE DES MATIERES

1. INTRODUCTION

La chirurgie prothétique de la hanche est une opération très répandue puisqu'on estime à plus de 114 600 le nombre d'implantations annuelles en France.

Ce chiffre englobe les prothèses de première intention, qu'elles soient totales ou intermédiaires, mais également les reprises.

Le principe de l'arthroplastie de hanche repose sur la mise en place d'une cupule (cup) au niveau de la cavité cotyloïde et le remplacement de la tête fémorale par un pivot prothétique impacté dans le fût fémoral. Deux pièces artificielles sont ainsi mises en contact. Cette intervention assure, dans la grande majorité des cas, indolence, mobilité et récupération des capacités fonctionnelles que le patient avait perdues.

Les principales indications d'une prothèse totale de hanche (PTH) sont :

. d'ordre médical :

- arthrose,
- ostéonécrose,
- arthropaties rhumatismales,
- pathologie tumorale,

. d'ordre chirurgical :

- fractures.

Après un demi-siècle d'expérience en matière de PTH, le mode de fixation avec ou sans ciment fait encore l'objet de nombreuses communications dans les colloques scientifiques. L'optimisation de la fixation des prothèses métalliques sur os vivant est une question préoccupant aussi bien le chirurgien orthopédiste que la recherche biomédicale.

Un pas décisif est franchi en 1961, lorsque Charnley (15) propose l'utilisation du ciment acrylique à base de polyméthacrylate de méthyle (PMMA) pour la fixation des prothèses de hanche. De nombreux auteurs crurent alors tenir la clé de la stabilisation définitive des implants. Charnley transformait ainsi une intervention, peu pratiquée alors et à la réussite aléatoire, en une intervention de routine et au succès presque certain.

Mais, après quelques années d'enthousiasme général pour le ciment, les premiers descellements prothétiques sont apparus, montrant ainsi les limites de la fixation par le PMMA. Les inconvénients du ciment étaient alors connus : chaleur de polymérisation, diminution dans le temps des qualités mécaniques, création d'une double interface, cardiotoxicité du monomère...

Toutes ces raisons conduirent certains auteurs à tenter d'améliorer les propriétés des ciments, la manière de les utiliser et à concevoir des prothèses sans ciment.

Depuis les années 70 en France, puis avec un essor important aux Etats-Unis depuis les années 80, le concept du "sans ciment" a fait alors son chemin (114).

Ces prothèses sans ciment avaient comme prétention de donner à court terme d'aussi bons résultats que leurs aînées cimentées et à long terme d'éviter les inconvénients du PMMA (4).

En 1998, la controverse entre partisans et détracteurs du ciment est loin d'être éteinte.

L'avantage essentiel de l'utilisation du ciment est de finir l'intervention avec une stabilité primaire immédiate. Le patient pourra prendre immédiatement appui sur cette prothèse, sans risque de douleurs dues à la mobilité de la prothèse dans l'os.

L'appui immédiat est d'autant plus indispensable que le patient est plus âgé et les modifications du fémur compromettent parfois la stabilité primaire.

L'avantage des prothèses articulaires sans ciment est de n'avoir souvent qu'une seule interface entre os et prothèse. Le problème se complique avec les prothèses sans ciment mais présentant un revêtement à base d'hydroxyapatite. Ces prothèses ont alors deux interfaces.

Au niveau du cotyle, la forme des implants est très variable. Il peut s'agir d'anneaux cotyloïdiens vissés, d'anneaux à vis hémisphériques s'appuyant sur un cotyle osseux fraisé à la même taille que l'implant ou encore d'anneaux impactés hémisphériques ou cylindro-sphériques introduits en force dans un cotyle osseux fraisé à une taille inférieure à celle de l'implant.

En ce qui concerne les tiges fémorales, elles peuvent être droites ou anatomiques. On les préfère "anatomiques" avec un remplissage au mieux du fût fémoral pour obtenir un blocage primaire en particulier en zone métaphysaire.

Dans le cas d'une tige droite, le fémur est préparé pour s'adapter à la forme de l'implant.

Dans le cas d'une tige anatomique, c'est la prothèse qui est adaptée à la morphologie du fémur.

Il existe trois modes d'ancrage secondaire (41) :

* Le macroancrage.

L'os vient mouler les irrégularités macroscopiques des implants.

* Le microancrage.

Ce sont les irrégularités microscopiques de la surface des implants qui sont colonisées par l'os.

* L'ancrage biologique.

Le revêtement est composé de substances ostéo-inductrices (phosphate tricalcique, hydroxyapatite).

Il s'établit dans ce cas une véritable liaison physico-chimique entre l'implant bioactif et l'os.

L'utilisation d'une prothèse articulaire sans ciment est soumise à la nécessité d'un os de bonne qualité. L'ostéoporose, selon son importance, est un élément à considérer dans le choix de l'implant.

Les discussions prennent tellement d'éléments en compte que les indications ne sont pas obligatoirement et uniquement basées sur des données scientifiques.

L'expérience clinique permettra souvent de trancher bien que le mode de fixation ne soit pas la seule inconnue dans le devenir d'un implant. En particulier, il reste le problème de l'usure du polyéthylène à long terme et des couples de frottement qui est un élément clé du processus de descellement et de longévité à long terme.

Le devenir d'une prothèse totale de hanche dépend de nombreux facteurs techniques, comme le choix d'un matériau, le couple de frottement, le mode de fixation et de nombreux facteurs spécifiques liés au patient lui-même : durée de vie estimée, activité, quantité et qualité du capital osseux.

Si statistiquement, le patient a un espoir de vie inférieur à 10 ans, les problèmes de qualité osseuse sont à prendre en compte en priorité, et souvent, on préférera la cimentation des pièces prothétiques.

Par contre, s'il s'agit d'un sujet jeune, il semble préférable, compte tenu de ses possibilités d'ostéogenèse, d'utiliser des prothèses sans ciment, qui mettent à l'abri d'un descellement précoce, sans éliminer complètement le problème de l'usure (129) .

Les indications respectives des prothèses de hanche avec ou sans ciment restent nuancées et adaptées à chaque cas.

Après un bref historique sur le ciment nous ferons un rappel sur l'anatomie de la hanche.

Nous étudierons les propriétés des ciments acryliques, les techniques de cimentation et de mise en place d'une PTH cimentée.

Nous ferons ensuite un tour d'horizon de la littérature concernant les accidents peropératoires et postopératoires induits par le ciment.

En dernier lieu, nous parlerons du devenir à long terme des PTH cimentées et essaierons de dégager des perspectives d'avenir sur la chirurgie prothétique de la hanche.

2. HISTORIQUE

Sans entrer dans les détails chronologiques en ce qui concerne l'utilisation du PMMA en dehors du cadre de la chirurgie orthopédique, c'est vers 1930-1940 qu'il apparaît en chirurgie dentaire pour la réalisation de prothèses internes et externes (66).

Plus tard, en O.R.L., des prothèses de méthacrylate remplacent les osselets de l'oreille moyenne.

L'ophtalmologie l'utilise pour la réparation des voies lacrymales, les lentilles de contact et les lentilles intraoculaires.

La chirurgie plastique l'emploie dans les interventions réparatrices du nez et de la région orbitaire.

Ses indications neurochirurgicales apparaissent en 1947 dans le traitement des anévrysmes intracrâniens, avec Dutton (34) qui publie en 1959 les résultats de douze années d'expérience de cette méthode.

En 1948, le ciment est introduit dans la réalisation de cranioplasties.

Knight (73) pratique des fixations vertébrales à l'aide de ciment.

En orthopédie, Judet et ses collaborateurs (64) sont des précurseurs avec leur première tête fémorale en Perspex. Cette dernière, ne tiendra d'ailleurs pas, à long terme, les espoirs que les premiers résultats laissaient entrevoir.

En fait, la première fixation d'une prothèse acrylique céphalique du fémur par du ciment est réalisée en 1951 et la première fixation d'une prothèse métallique en 1953 est due à Haboush (52).

"L'ère du ciment" commence réellement avec Charnley qui souligne l'intérêt de ce mode de fixation, étudie les propriétés du PMMA, et le choisit d'abord en 1958 pour stabiliser sa première hémiarthroplastie, puis en 1961 pour la fixation d'une prothèse totale de hanche (15).

Dès lors l'utilisation du ciment acrylique et la pratique des arthroplasties sous l'influence de Charnley progressent très rapidement. Au mois de Juillet 1971, la "United States Food and Drug Administration" accepte que le méthacrylate de méthyle soit utilisé chez l'homme sur le territoire des U.S.A.

Il ne faut pas attendre longtemps pour que l'attention des orthopédistes soit attirée par certains inconvénients de cette technique....

3. ANATOMIE DE LA HANCHE

Région de transition entre le tronc et le membre inférieur, la région de la hanche comprend toutes les parties molles qui entourent l'articulation de l'extrémité supérieure du fémur avec l'os coxal.

Ses limites superficielles sont représentées :

- en haut par la crête iliaque et plus en avant par le pli inguinal,
- en bas et en arrière, par le pli fessier qui la sépare de la face postérieure de la cuisse, par le pli génito-crural en dedans qui la sépare du périnée et par une ligne horizontale joignant ces deux repères cutanés en croisant la face antérieure de la cuisse,

- en arrière, par le bord externe du sacrum et du coccyx fortement obliques en bas et en dedans.

Le support ostéo-articulaire de la région de la hanche est formé par la face externe, exopelvienne de l'os coxal et par l'extrémité supérieure du fémur, ces deux pièces osseuses étant réunies par la capsule et les ligaments de l'articulation coxo-fémorale (5).

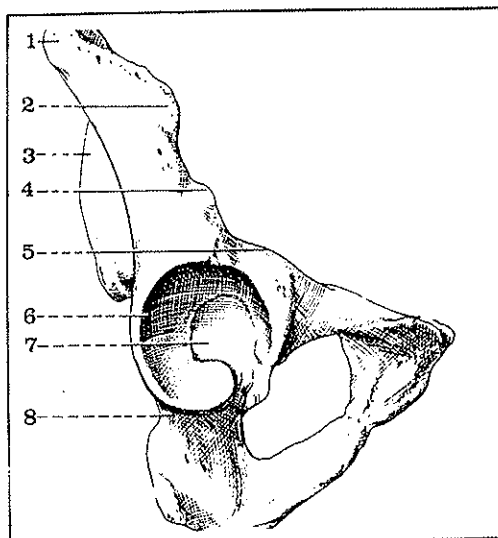
*** L'os coxal (os iliaque) :**

Formant à lui seul la ceinture pelvienne, l'os coxal est un os plat, constitué par la réunion de trois pièces osseuses primitives : l'ilion ou os iliaque en haut, l'ischion en bas et en arrière, le pubis en avant.

Il présente deux parties d'aspect bien différent :

- une partie supérieure large et aplatie, disposée dans un plan sensiblement sagittal : c'est l'aile iliaque,

- une partie inférieure moins étendue, percée d'un large orifice ou foramen obturé, constituée par l'ischion, le pubis et les deux branches osseuses qui les réunissent (figure n° 1).



1. Crête iliaque
2. Epine iliaque antéro-supérieure
3. Fosse iliaque externe
4. Epine iliaque antérieure et inférieure
5. Eminence ilio-pectinée
6. Cavité cotyloïde
7. Arrière fond de l'acétabulum
8. Gouttière sous-cotyloïdienne

Figure n° 1 : L'os coxal, vue antérieure

Ces deux parties se réunissent à la partie moyenne, rétrécie de l'os qui présente à ce niveau une vaste cavité articulaire hémisphérique : le cotyle ou cavité cotyloïde (Acetabulum).

Le cotyle est une large cavité hémisphérique d'un diamètre de 45 à 60 millimètres, d'une profondeur de 25 à 30 mm chez l'adulte.

Il est limité par un rebord osseux articulaire bien marqué : le sourcil cotyloïdien.

L'acétabulum présente deux parties distinctes :

- l'une centrale, de forme quadrilatère, déprimée, rugueuse, non articulaire, appelée la fosse de l'acétabulum ;

- l'autre périphérique, lisse, articulaire, en forme de croissant appelée surface semi-lunaire.

*** Le fémur :**

Le fémur est un os long qui forme à lui seul le squelette de la cuisse. Il s'articule en haut avec l'os coxal, en bas avec le tibia.

L'extrémité supérieure du fémur comprend quatre parties (figure n° 2) que nous allons décrire succinctement.

- La tête du fémur : elle représente les deux tiers d'une sphère de 20 à 25 mm de rayon, destinée à s'articuler avec le cotyle. Son pourtour n'est pas rigoureusement circulaire mais apparaît plus étendu en avant et en arrière. Elle est revêtue d'une couche de cartilage hyalin. La tête fémorale regarde en haut, en dedans et un peu en avant, orientation qui lui est conférée par le col anatomique qui lui sert de support.
- Le col du fémur : reliant la tête au massif trochantérien, le col fémoral a une forme cylindrique, aplatie dans le sens antéro-postérieur. Son axe fait en effet avec celui de la diaphyse, un angle d'inclinaison de 130° et un angle d'antéversion ou de déclinaison ouvert en dedans et en avant d'environ 25° .
- Le grand trochanter : c'est une volumineuse apophyse osseuse de forme grossièrement quadrilatère située immédiatement en dehors du col qu'elle débordé nettement vers le haut.
- Le petit trochanter : c'est un tubercule sensiblement conique situé à la partie postéro-interne du massif trochantérien et qui donne insertion au tendon du muscle psoas iliaque (figures n° 2 et n°3).

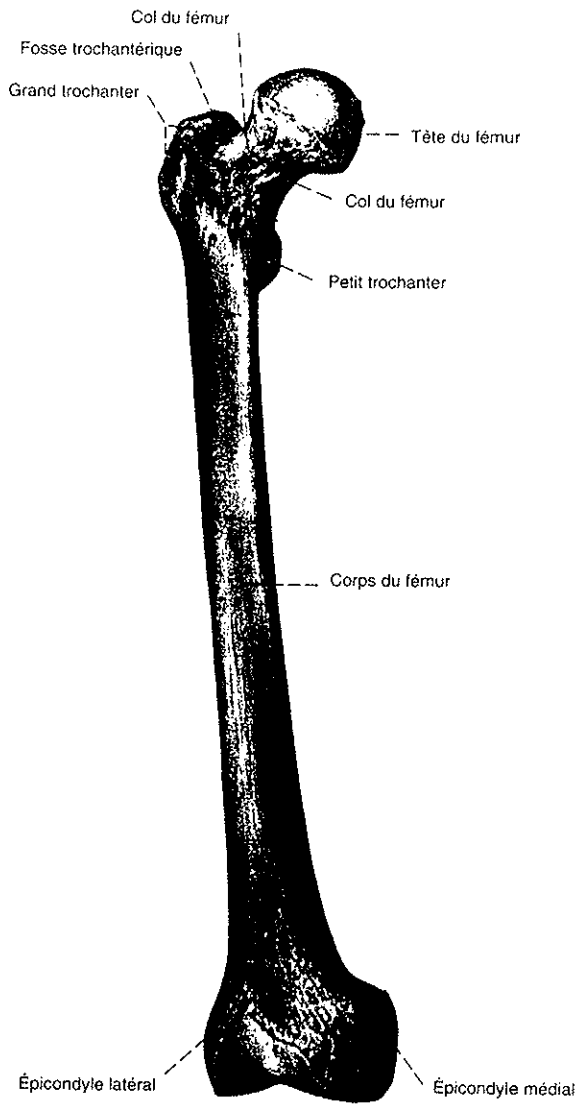


Figure n° 2 : Fémur vue antérieure

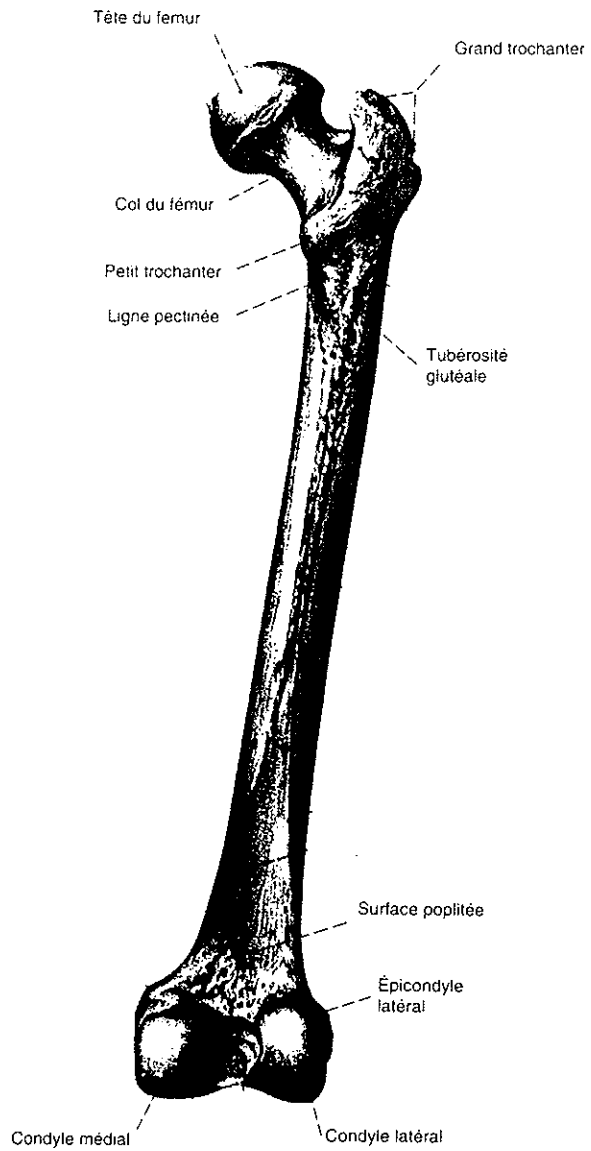


Figure n° 3 : Fémur vue postérieure

Quelques mots sur l'articulation coxo-fémorale, qui est une énarthrose presque parfaite, à la fois solide et mobile, profondément située sous d'épaisses masses musculaires (figure n° 4). Les surfaces articulaires représentées par la tête fémorale, la cavité cotyloïde de l'os coxal agrandie par un bourrelet fibro-cartilagineux périphérique sont maintenues en contact par la capsule, les ligaments, les muscles péri-articulaires. La tête du fémur et la cavité cotyloïde de l'os coxal peuvent se mouvoir l'une sur l'autre autour d'une infinité d'axes et produire des mouvements les plus variés.



Figure n° 4 : Extrémité supérieure du fémur et le cotyle

Le remplacement prothétique de la hanche doit prendre en compte tous les impératifs mécaniques, éviter toute anomalie de la restitution morphologique qui pourrait conduire à une dégradation rapide de l'implant.

4. LES CIMENTS ACRYLIQUES

Les ciments sont en fait des matériaux d'adaptation. Ils ajustent les p
prothétiques à l'os solide qui les entoure en se modulant sur cet os (106). Ils permettent
ainsi de répartir les sollicitations mécaniques mais au prix d'une interface
supplémentaire entre l'os et la prothèse. La connaissance de leurs propriétés physico-
chimiques et mécaniques peut certainement améliorer leurs utilisations pour aboutir
à un rendement maximum.

4.1 Composition

Les ciments actuellement à notre disposition sont des ciments de composition
assez voisine (86) .

	<i>Liquide</i>				<i>Poudre</i>			
	Q/ml	Monomère	DMPT	HydroQ	Q/g	PMMA	Perox	Contraste
CMW	22	98,75 %	1,2 %	5-10 ppm	40	97 %	3 %	5g BaSO ₄ 6g ZrO ₂ Chloroph. 0,008 g
Palacos	20	18,4 g	0,4 g	0,005 g	40	38,8 g	0,20 g	
Acrybond	20	98,8 %	1,2 %	0	40	97,6 %	2,4 %	3g BaSO ₄ 10 %
Sulfix	16	83 % + 15 % N- Butyl-méthacrylate	1,97 % + Chloroph.	0	40	88 %	2 %	
Zimmer (N ou LVC)	20	97,25 %	2,75 %	± 75 ppm	40	98,25 %	0,75 %	10 % BaSO ₄
Simplex	20	97,4 %	2,6 %	± 75 ppm	40	15 %	Méthylmé- thacrylate Styrène Copolym 75 % 0,45 g	10 % BaSO ₄
Cerafix	20	16,89 ml + 2,71 ml Butyl- Méthacrylate	0,4 ml		46,5	41,75 g		4,3 g ZnO ₂

Tableau n° 1 : Composition de différents ciments

La composition générale est la suivante :

- le liquide :

- . Méthylméthacrylate MMA (monomère) : 97-98 %
- . Diméthyl paratoluidine (activateur) : 2-3 %
- . Hydroquinone (stabilisation inhibiteur) : 50-100 ppm.

- la poudre :

- . Polyméthylméthacrylate PMMA : 88-98 %
- . Benzoyl peroxyde (initiateur) : 0,75-2 %
- . BaSO₄ ou ZrO₂ (produit de contraste) : 4-10 %.

Cette composition type peut néanmoins varier suivant les produits commercialisés comme le montre le tableau n° 1.

Les ciments acryliques sont obtenus par polymérisation d'un monomère : le méthacrylate de méthyle (86, 56).

Cette réaction de polymérisation ne peut aboutir à un biomatériau homogène que si la totalité du sachet de poudre (40 grammes habituellement) se trouve mise en présence de la totalité de l'ampoule de liquide (20 ml). Il faut savoir que la perte accidentelle de l'un ou l'autre des composants ou l'insuffisance du mélange imposeraient le rejet de l'échantillon.

Le mélange réalisé, l'addition du monomère au prépolymère, en présence de l'initiateur (peroxyde) et d'un activateur (paratoluidine) va déclencher la réaction de polymérisation suivant le schéma n° 1.

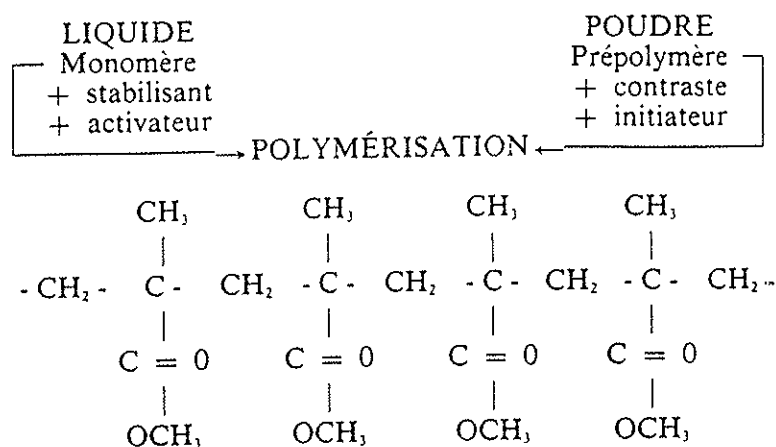


Schéma n° 1 : Polymérisation du PMMA

L'hydroquinone agit comme stabilisant du monomère qui, en son absence, polymériserait à la lumière ou à la chaleur.

La polymérisation libère une partie du monomère, extrêmement volatil et toxique. Cette quantité est diversement appréciée selon les auteurs qui l'ont étudiée, et peut varier de 7 % à 13 %. Ce monomère est probablement l'un des agents des « accidents » (hypotension, arrêt cardiaque) décrits lors de l'introduction du ciment dans l'os. C'est aussi lui qui provoque la majeure partie des bulles observées au sein d'une masse de ciment et est responsable de la porosité.

Certains fabricants conseillent de « laisser reposer » le ciment pour que le monomère puisse participer en totalité à la polymérisation.

Il semble en tout cas qu'il soit préférable de laisser le ciment « à l'air » le plus longtemps possible pour permettre au monomère volatil de s'échapper au lieu de se retrouver emprisonné trop tôt dans une seringue et de ne pouvoir s'échapper que dans le fût fémoral.

Le relargage du monomère a lieu lors de la préparation du ciment mais aussi lorsque le ciment « prend » et en fin de polymérisation. En effet, un ciment n'est pas « terminé » une fois qu'il a « pris », la fin de la polymérisation n'intervenant que 30 jours après l'implantation de celui-ci ! (56).

Toute réaction de polymérisation est exothermique et la chaleur dégagée peut provoquer des lésions cellulaires et osseuses (56, 86) et menacer la stabilité de la prothèse.

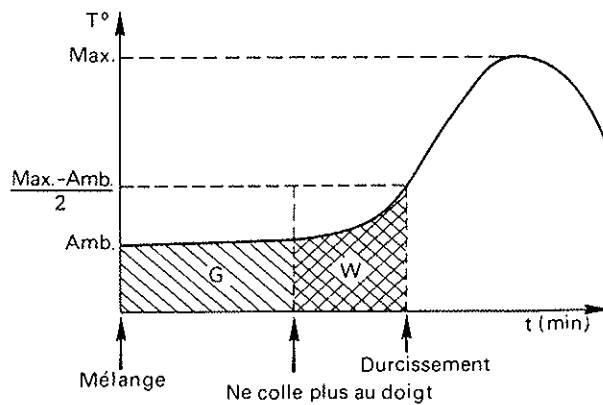
Ce problème est incontournable car de toute façon, la polymérisation est exothermique.

4.2 Propriétés physiques

4.2.1 Temps de prise

C'est l'intervalle compris entre le début du mélange des deux composants et le durcissement du ciment.

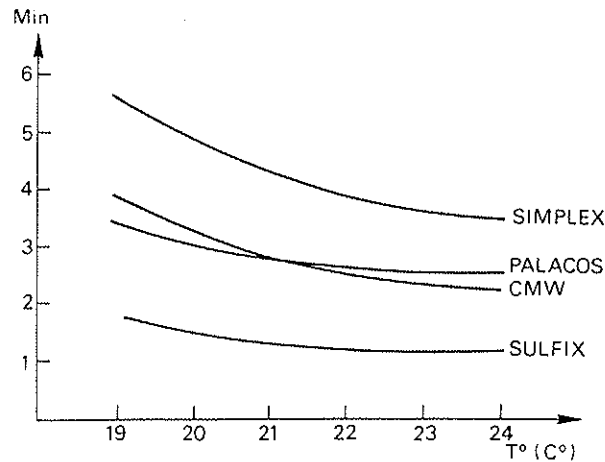
D'abord liquide, puis gel plus ou moins pâteux, le ciment devient solide en polymérisant.



Graphique n° 1 : Les phases du ciment en fonction de la température

- la phase de gel se termine lorsque le ciment ne « colle plus au doigt » (G du graphique n° 1),
- le temps de travail s'écoule jusqu'au début de la « prise » du ciment. Il est appelé durée de mise en œuvre (W du graphique n° 1),
- le temps de prise est la somme de ces deux intervalles.

Le temps de prise est variable d'un ciment à l'autre en fonction de la composition chimique. Mais il varie surtout avec la température ambiante de la réaction et notamment, celle de la salle d'opération (86). Plus le ciment est froid, plus la température de la salle d'opération est froide, plus le temps de prise est long. Il est important que la température de la salle reste constante pour ne pas modifier le temps de prise.



Graphique n° 2 : Temps de prise de divers ciments in vitro en fonction de la température ambiante

Le « Palacos » a un temps de prise qui varie peu en fonction de la température. Son utilisation sera facile. Par contre, il faudra être vigilant aux variations de température si l'on utilise le « Simplex ». En effet, son temps de prise varie de 3,5 min à 24° C. à 5,5 min à 19° C. .

4.2.2 Chaleur dégagée

La réaction de polymérisation est fortement exothermique : 13,28 Kcal/mole soit 132,8 cal/g comme nous l'avons vu précédemment. S'il n'existait pas de dissipation de chaleur vers le milieu extérieur, la masse de ciment pourrait atteindre 300° C. en son centre !

Il faut savoir que l'exothermicité dépend du rapport surface/volume, c'est-à-dire que la chaleur dégagée est moindre pour un même volume du ciment s'il est étalé et de faible épaisseur (86).

Ainsi mesure-t-on à l'interface os-ciment, in vitro, des températures maximum de 40-50 °C. (120).

Bien qu'elles n'atteignent pas habituellement le point de coagulation des protéines (56° C.) ni celui du collagène de l'os (70° C.), il est incontestable qu'une fausse manœuvre peut entraîner une nécrose thermique partielle de la surface osseuse. De nombreuses mesures ont été proposées pour diminuer l'importance de ces températures : réfrigération de l'implant, mise en place du ciment à la toute dernière minute dans le fût fémoral.

Les plus efficaces, en attendant de nouveaux ciments à réaction faiblement exothermique sont :

- épaisseur minimum de la couche de ciment, 2-3 mm,
- température ambiante de la salle d'opération inférieure à 20° C. (29).

4.2.3 Viscosité

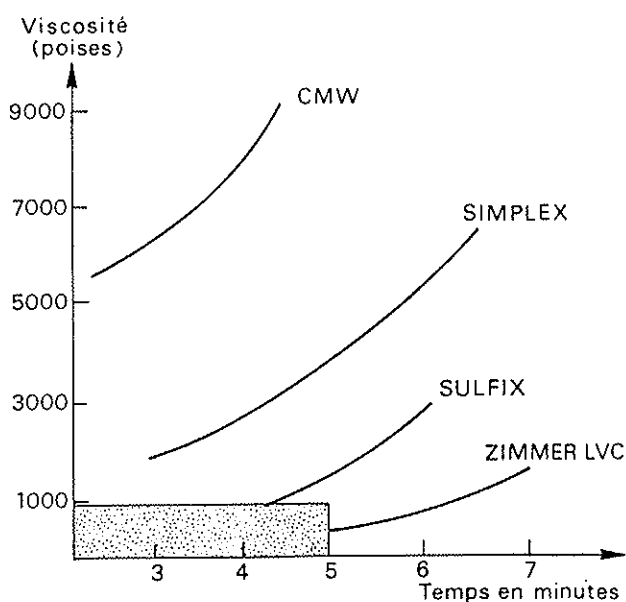
La seule liaison possible entre l'os et le ciment est mécanique. Le ciment doit pénétrer le maximum d'interstices de l'os pour multiplier les chances « d'accrochage ». Or un ciment pénètre d'autant mieux les interstices osseux et y provoque un « accrochage » d'autant plus efficace, qu'il est fluide ou moins visqueux. Ainsi, la fluidité du ciment est un élément très important pour résoudre le problème de l'interface os-ciment et réduire les risques de descellement (86) .

Il est préconisé d'utiliser un ciment fluide de viscosité inférieure à 1000 poises entre la troisième et la cinquième minute après le début du mélange (graphique n° 3). Mais si la fluidité du ciment est un facteur clé de l'accrochage entre le ciment et l'os, elle ne peut être efficace que si le site receveur est préparé, si les anfractuosités de l'os sont libres de débris et de sang (86) .

Aussi le lavage sous pression de l'os, le brossage avec une brosse souple, et l'aspiration permanente sont-ils indispensables. En effet, Benjamin et ses collaborateurs (2) ont montré qu'au cours d'une arthroplastie, la pression provoquée par le saignement normal de l'os peut chasser le ciment des anfractuosités jusqu'à la sixième minute après le début du mélange. Cette expérience ayant été réalisée avec un

ciment de viscosité standard, on voit immédiatement la contre-pression indispensable lorsque l'on utilise un ciment à basse viscosité qui serait facilement chassé des anfractuosités par le saignement normal de l'os. L'obturation du canal médullaire est une des conditions pour exercer cette contre-pression. Russoti et ses collaborateurs (107) confirmèrent ces résultats. Mis en place à un ou deux centimètres de la pointe de la pièce fémorale, l'obturateur permet ainsi de créer une chambre étanche qui devra être également obturée à l'extrémité proximale, par l'ancillaire permettant la pressurisation, après élimination du sang et des débris amenés à la surface par un remplissage ascendant du ciment. Ce bouchon permettra une extraction plus aisée du ciment en cas de rupture de queue (photo n° 1).

La pressurisation sera exercée à l'orifice proximal du canal médullaire et maintenue jusqu'à insertion de l'implant, lui aussi fermement maintenu jusqu'à la prise du ciment.



Graphique n° 3 : Viscosité relative des ciments en fonction du temps de prise

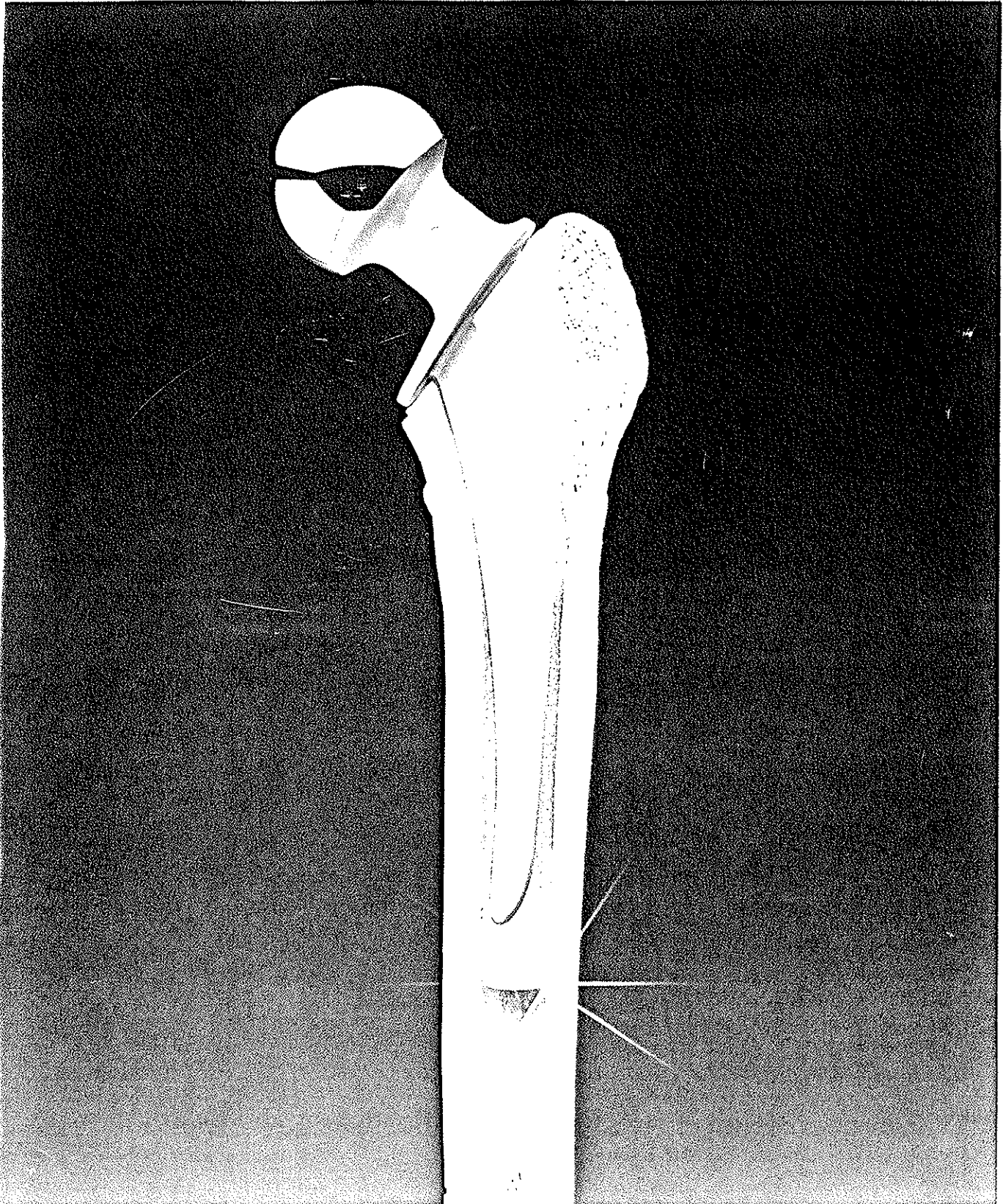


Photo n° 1 : Scellement avec bouchon

4.2.4 Porosité

Le ciment est un produit poreux où l'on remarque de nombreuses bulles. L'origine de ces bulles est de deux ordres :

- tout d'abord des inclusions d'air emprisonnées dans la masse du ciment pendant l'agitation du mélange,
- d'autres bulles formées par évaporation progressive du monomère volatil (3).

Pour Hernigou et ses collaborateurs (56), la porosité est une caractéristique que l'on ne maîtrise pas. Il est même difficile de savoir si elle est véritablement bénéfique ou pas.

La multiplication des pores affecte de façon notable les propriétés mécaniques du ciment : celui-ci résistera moins bien, notamment à l'initiation ou à la propagation de fractures comme celles qu'entraînerait par exemple une prothèse aux angles aigus, insuffisamment encastrée. On peut recommander une centrifugation du ciment immédiatement après le mélange des deux composants, ce qui diminuerait la porosité et augmenterait ainsi la résistance à la traction et à la fatigue. Toutefois si la porosité du ciment affecte ses propriétés mécaniques et notamment la résistance à la fatigue, elle peut être mise à profit pour tenter une repousse osseuse à l'intérieur des porosités du ciment.

Cependant, il faut que les bulles soient bien « positionnées ».

En effet, si les bulles sont du côté de l'interface os-ciment la repousse pourra être facilitée.

Par contre, si les bulles sont du côté de l'interface métal-ciment, elles ne peuvent être qu'un obstacle au « bon déroulement de l'opération ».

De plus, la porosité présente l'avantage de permettre une diffusion importante d'antibiotiques. Actuellement, la plupart des ciments manifestent une porosité voisine de 10 % avec toutefois des variations importantes de 5 % (Zimmer LVC) à 16 % (CMW) (56).

4.2.5 Variation de volume

Tous les ciments acryliques, manifestent des changements de volume entre le début du mélange et la fin du durcissement.

Lors du début du mélange, un retrait initial se manifeste, suivi d'une augmentation de volume lors de l'élévation thermique (dilatation des bulles incluses) puis d'un nouveau retrait lors du refroidissement pour parvenir à un retrait global par rapport au volume initial.

Mais ce retrait doit être apprécié à sa juste valeur clinique : il serait compris entre 2,5 et 6,5 microns pour une épaisseur de ciment de 2 mm (86, 56).

4.3 Propriétés mécaniques

Il est encore extrêmement difficile de comparer les propriétés mécaniques des différents ciments entre eux, tant sont variables, dans les publications, les techniques de mesures des différentes équipes.

Mais on peut dire sans beaucoup de risques d'erreur que la plupart des ciments « se valent » sur le strict plan de leurs propriétés mécaniques.

Nous manquons encore de données sur le vieillissement du ciment pour étudier de quelles manières il faut en modifier les qualités mécaniques afin d'éviter le descellement.

En revanche, il est indispensable d'améliorer l'utilisation du ciment, en agissant sur les facteurs susceptibles de modifier ses propriétés (86).

4.3.1 Porosité

La porosité du ciment semble bien être un facteur déterminant des performances mécaniques du ciment comme l'ont, à la suite de Charnley, montré de nombreux auteurs : Burke et ses collaborateurs (9), Lidgren et ses collaborateurs (79), Linden (81).

Elle affecte essentiellement la résistance à la traction qui est déjà un point faible du ciment, et à la fatigue, ce qui compromet son efficacité à long terme.

Comment la diminuer ?

** Le mélange*

* Le récipient et la baguette de mélange :

Les constituants du ciment en début de mélange, ne doivent pas « coller » au récipient et à la baguette. En effet, cela entraînerait une mauvaise homogénéisation. Il est donc conseillé d'utiliser un récipient en céramique ou en plastique plutôt que métallique, de 6 cm de hauteur sur 6 cm de diamètre. La baguette est également conseillée en plastique ou en téflon pour diminuer les inclusions d'air (39).

* Technique de mélange :

Toutes les études confirment que plus le ciment est mélangé longtemps, moins bonnes sont les propriétés mécaniques car les inclusions de bulles d'air sont plus importantes en nombre et volume.

Habituellement, deux techniques sont proposées, avec leurs avantages et inconvénients :

- le mélange lent et court d'environ 15 secondes, diminuerait l'inclusion d'air mais le mélange risque d'être inhomogène ;

- le mélange turbulent pendant 15 secondes puis laminaire pendant 15 secondes aurait l'avantage d'une meilleure mouillabilité permettant une meilleure homogénéisation du ciment (31).

** La centrifugation et le mélange sous vide*

Le but de la centrifugation est également de diminuer la porosité.

L'intérêt de la centrifugation a été étudié par Jasty et ses collaborateurs (61, 62). La centrifugation a un bénéfice variable selon les ciments. Elle a peu d'effets sur les ciments à basse viscosité, comme le LVC et le Palacos® standard ou additionné de gentamicine. Elle diminuerait la porosité du Simplex et du CMW.

Le mélange sous vide serait plus performant. Pour Lidgren et ses collaborateurs (79, 80), le Palacos® refroidi à 0° et préparé sous vide voit sa porosité fortement diminuée et sa résistance à la fatigue dix fois supérieure à celle d'un ciment préparé de manière conventionnelle.

4.3.2 Rôle des additifs

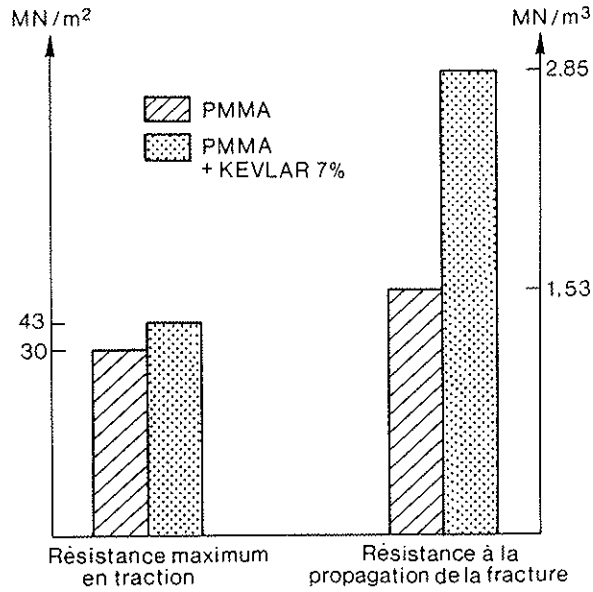
La présence d'additifs dans le ciment peut diminuer ses qualités mécaniques. L'usage de produit de contraste (BaSO_4 ou ZrO_2) est devenu quasi général et modifie peu les performances du ciment.

De même, l'addition d'un antibiotique, sous certaines conditions n'a qu'un faible retentissement sur le ciment. Quelles que soient les techniques de préparation industrielle, la dégradation des propriétés mécaniques est faible et chiffrée de 5 à 10 % en fonction des ciments et des antibiotiques.

Pour le produit de contraste, comme pour les antibiotiques, il ne doit s'agir que d'une poudre, et encore celle-ci doit-êre mélangée de façon homogène à la poudre de polymère (56, 86).

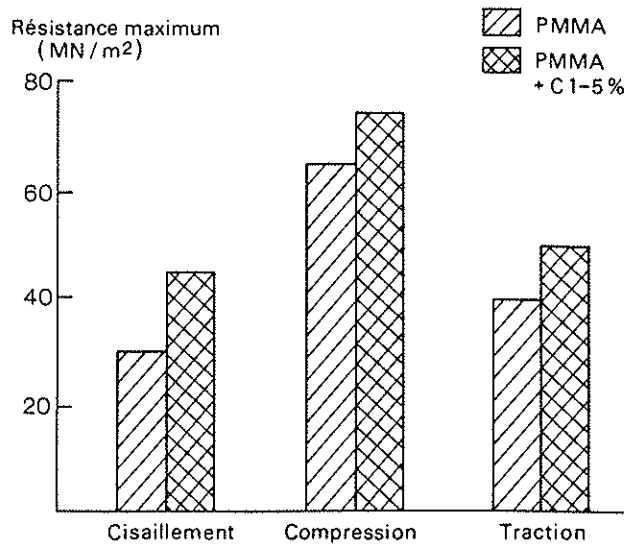
4.3.3 Rôle des inclusions de fibre

Pour tenter d'améliorer les propriétés mécaniques, certains chercheurs ont envisagé des inclusions de fibres métalliques, de fibres de carbone ou de Kevlar dans la masse du ciment. Ainsi, 7 % en poids de Kevlar ajouté au PMMA augmente de 32 % sa résistance en traction et de 74 % sa résistance à la propagation de la fracture (histogramme n° 1).



Histogramme n° 1 : PMMA + Kevlar

Pour une concentration de fibres de carbone de 1 à 5 % en poids, la résistance à la compression du ciment peut être augmentée de 9 %, au cisaillement de 20 %, à la traction de 20 % également (histogramme n° 2).



Histogramme n° 2 : PMMA + fibres de carbone

4.3.4 Irradiation

L'irradiation jusqu'à 2500 grays ne semble pas avoir d'influence sur les propriétés mécaniques du PMMA. Ceci permet donc son utilisation sans danger dans le traitement de certaines fractures pathologiques qui seraient ultérieurement irradiées (86).

4.4 Tolérance locale

Matériau servant à fixer une prothèse, le ciment est interposé entre elle et l'os, créant donc deux interfaces : entre la prothèse et le ciment et entre le ciment et l'os supportant la prothèse. Certes, les qualités mécaniques de ces interfaces dépendent beaucoup de la qualité du ciment lui-même, de l'état de surface du matériau prothétique, de la qualité de l'os ; il n'en reste pas moins que ces trois éléments (prothèse, ciment et os) n'ont pas le même module d'élasticité, ce qui explique l'existence de micro-mouvements aux deux interfaces. Quand, pour quelque raison que ce soit, cette micromobilité s'accroît, elle aboutit à la longue à une fracture de fatigue du ciment qui constitue le premier pas vers le descellement de la pièce prothétique (125).

4.4.1 Interface os-ciment

** Liseré radiologique*

L'apparition du liseré radiologique à l'interface os-ciment inquiète le chirurgien : image normale ou signe de descellement ? Cette image est-elle de même signification au niveau du fémur et du cotyle ?

Habituellement un mince liseré est souvent noté sur les clichés postopératoires au niveau du cotyle. Seuls son élargissement et le fait qu'il englobe complètement l'implant cotyloïdien sont des arguments de mauvais pronostic.

Au niveau du fémur, l'apparition du liseré est beaucoup plus souvent suspecte et doit entraîner une surveillance clinique et radiologique rigoureuse. Il faut insister au passage sur la nécessité d'utiliser un ciment incluant un produit de contraste. Il est vrai que sa présence modifie quelque peu le comportement physique et mécanique du ciment, mais si faiblement qu'actuellement on ne devrait plus se passer de l'incontestable avantage de visualiser la masse de ciment et les deux interfaces.

Ce liseré témoigne des réactions biochimiques, histologiques et mécaniques à l'interface des deux composants, l'os vivant et le ciment inerte. Il n'existe en effet, à l'heure actuelle, aucune liaison physico-chimique entre l'os et le ciment. Le seul lien est physique : c'est l'interdigitation du ciment dans les pores de l'os spongieux ou cortical qu'il vient remplir (86).

** Réaction de l'os au ciment*

Elle se manifeste en trois phases :

- phase initiale de nécrose : elle est consécutive à l'introduction du ciment et à la polymérisation in situ qui dure environ quatre semaines. Cette nécrose concerne la moelle osseuse et l'os lui-même sur une épaisseur de 3 mm environ. Elle est due aux manœuvres mécaniques de préparation du canal médullaire (alésage-fraisage) qui détruisent les vaisseaux intramédullaires.

- phase de réparation (de la quatrième semaine à deux ans) : elle est marquée par l'invasion de la zone nécrosée par des capillaires. La moelle nécrosée est remplacée par un réticulum de fibres de collagène, avec régénération progressive de moelle normale. A la jonction os-ciment apparaît dans le même temps, une réaction à corps étranger avec présence de cellules géantes.

Résorption de l'os nécrosé et ostéogénèse accompagnent ces phénomènes, soit par métaplasie du tissu conjonctif, soit par accrétion d'os trabéculaire.

- phase de stabilisation : elle est caractérisée par la persistance d'une fine membrane fibreuse qui marque l'interface et dont les fibres de collagène sont orientées parallèlement à l'interface. Cette membrane contient de nombreuses cellules géantes multinuclées.

Voici résumées sur un schéma les conditions d'une bonne fixation os-ciment (86).

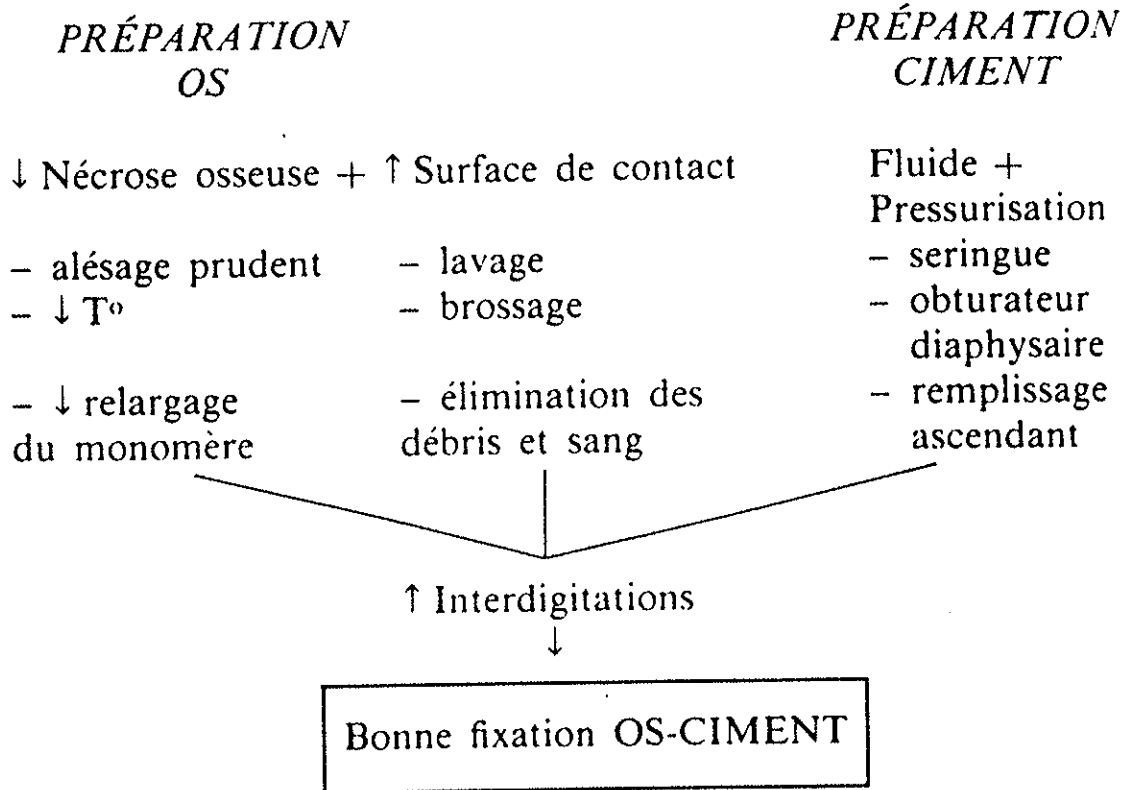


Schéma n° 2 : Conditions d'une bonne fixation os-ciment

4.4.2 Interface ciment-prothèse

L'adhésion de l'interface ciment-prothèse dépend en partie du matériau utilisé pour la prothèse : Keller et ses collaborateurs (67) ont montré, par des tests d'arrachement de l'élément prothétique hors de sa gaine de ciment, que l'acier 316 L manifeste une résistance à l'arrachement supérieure à celle du cobalt-chrome ou du titane, le premier jour après insertion. Au bout d'une semaine, les valeurs s'égaliseraient.

Le traitement de surface des implants tend à augmenter la surface de contact avec le ciment. Une tige fémorale par exemple, peut être polie par une méthode métallographique offrant ainsi une surface relativement rugueuse au ciment (86) .

Depuis quelques années, on a pu voir, tout au moins en Europe, une relative uniformisation des tiges prothétiques aux angles arrondis ; ceci améliore la répartition des contraintes sur le ciment en supprimant « l'effet de coin » dans la masse de ciment que provoquait l'extrémité de la tige. Parallèlement, l'épaisseur de ciment nécessaire a pu diminuer, rendant ainsi plus homogène l'assemblage os-ciment-implant. Le PMMA a ainsi perdu son rôle de remplissage pour ne plus être qu'un instrument de cohésion du système.

Le ciment acrylique utilisé pour la fixation des prothèses articulaires est un matériau performant mais imparfait. Dans l'état actuel des recherches fondamentales, les améliorations de ses propriétés tiennent plus à son mode d'utilisation en salle d'opération qu'à des modifications intrinsèques.

En conséquence, il paraissait important de consacrer quelques lignes à la préparation du ciment et aux techniques de cimentation.

5. UTILISATION DU CIMENT
TECHNIQUE OPERATOIRE

La meilleure prothèse cimentée ne pourra fonctionner normalement que si elle est correctement implantée. La préparation du ciment est aussi importante que celle de l'os receveur ou que le choix de l'implant.

5.1 Recommandations

Pour le chirurgien et son équipe :

Rappelons que le monomère liquide est très volatil et inflammable. Aussi, la salle d'opération devra être pourvue d'une bonne ventilation (26).

Le monomère liquide étant un puissant solvant des lipides, il y a lieu d'éviter tout contact direct avec le corps.

Lors du mélange des deux composants, il faudra éviter de s'exposer inutilement aux vapeurs concentrées du monomère. En effet, elles sont irritantes pour les voies respiratoires, les yeux et probablement toxiques pour le foie.

Pour le malade :

L'infection de la « hanche artificielle » par contamination opératoire reste la complication la plus redoutable de cette opération. Certes, l'usage d'une antibiothérapie préventive a beaucoup réduit la fréquence et la gravité de ces infections mais ne les a pas fait disparaître totalement et toutes les techniques d'asepsie préopératoire et peropératoire conservent leur valeur et leur nécessité.

La salle d'opération conventionnelle peut assurer une sécurité correcte si elle est strictement réservée à la chirurgie aseptique mais le flux laminaire par l'atmosphère pratiquement stérile qu'il crée est tout de même préférable.

La préparation du malade est double :

générale, c'est la détection et l'éradication, quelques semaines avant l'intervention, des foyers d'infections latents ou patents que recèle fréquemment l'organisme : en particulier cutanés, stomatologiques, O.R.L., gynécologiques, urinaires et digestifs.

locale, c'est le nettoyage et la désinfection de la peau (70).

Il faudra contrôler très soigneusement la pression sanguine, le pouls et la respiration pendant et après la mise en place du ciment. Les mesures adéquates seront prises immédiatement pour corriger toute modification significative de ces paramètres vitaux.

5.2 Utilisation

Les ciments osseux sont très sensibles à la température. Toute variation de température, soit ambiante, soit des composants du ciment au-dessus de 20°C., entraînera une diminution des temps de pétrissage, d'application et de durcissement. Aussi avant d'être mélangé, le produit doit être à la température ambiante (18-20°C.) et il est à noter que si ces produits sont stockés à une température différente, ils mettront trois à quatre heures à atteindre la température ambiante. Cette précaution étant prise, l'opération de cimentation peut commencer.

Les chirurgiens cherchent depuis le début de l'utilisation du ciment à améliorer sa technique de mise en place. Aussi, les techniques ont-elles évolué considérablement aujourd'hui. Après avoir introduit le ciment avec les doigts, puis avec une seringue, le pistolet à ciment est actuellement utilisé de manière courante.

5.2.1 Application avec les doigts

Le sachet de poudre est ouvert avec des ciseaux stériles et le contenu tout entier vidé dans un bol mixer, propre, sec, stérile et maintenu à température ambiante.

Le bol contient le composant liquide.

Le mélange est réalisé avec une spatule sèche, stérile jusqu'à ce que la masse semi-fluide acquiert la consistance d'une pâte. La boule pâteuse de ciment est maintenant prise dans le creux des mains gantées. Le pétrissage dure de 30 secondes à 1 minute. Le ciment osseux est prêt à une insertion avec les doigts environ 2 minutes après le début du processus de mélange. L'insertion avec les doigts du ciment osseux dans l'os devra être finie dans les 4 minutes qui suivent le début du mélange. Passé ce temps, le ciment osseux quoique non solidifié complètement est trop visqueux pour être inséré dans une cavité étroite.

Le durcissement final du ciment osseux aura lieu dans les 8 à 9 minutes suivant le début du mélange.

Avant l'insertion avec les doigts du ciment osseux dans le canal fémoral médullaire, la cavité de la moelle doit être soigneusement irriguée et séchée afin d'empêcher le sang de se mélanger au ciment.

Il est absolument nécessaire qu'un cathéter en plastique de fin calibre soit utilisé pour évacuer le sang, l'air et la graisse ; on doit retirer le cathéter avant l'insertion de la prothèse.

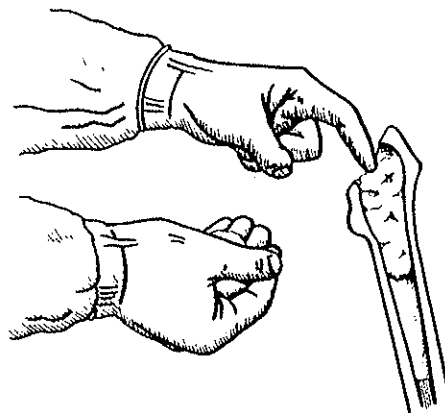
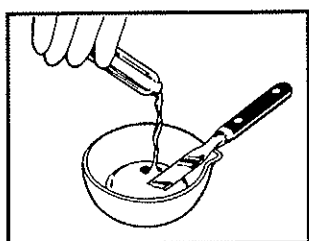


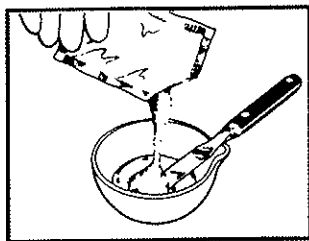
Schéma n° 3 : Insertion du ciment avec les doigts

5.2.2 Technique de scellement à la seringue

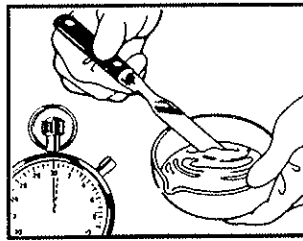
La technique que nous décrivons ci-après est celle recommandée par le Laboratoire Schering Plough pour l'utilisation du ciment Palacos® basse viscosité qu'il commercialise. C'est une technique parmi d'autres, toutes sont très proches. En effet, les temps préconisés pour mélanger les composants, introduire le ciment dans la seringue, puis dans le fémur,... varient d'un chirurgien à l'autre mais de manière très faible.



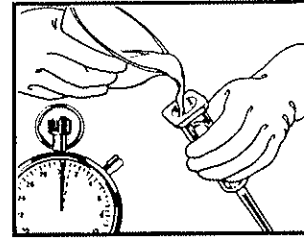
1 Le liquide est versé dans la cupule.



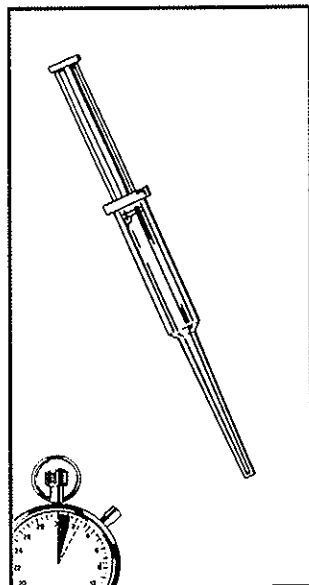
2 La poudre est ajoutée au liquide.



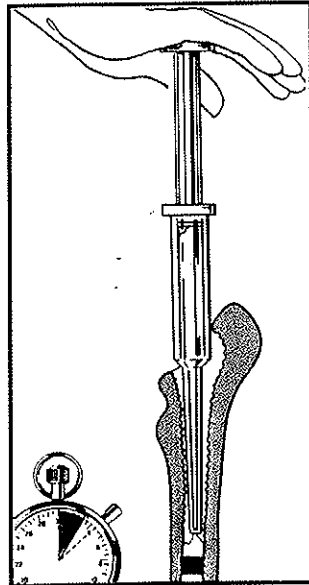
3 Pendant 20 à 30 secondes mélangez les composants avec soin et vigueur. Laissez reposer le mélange 10 à 15 secondes.



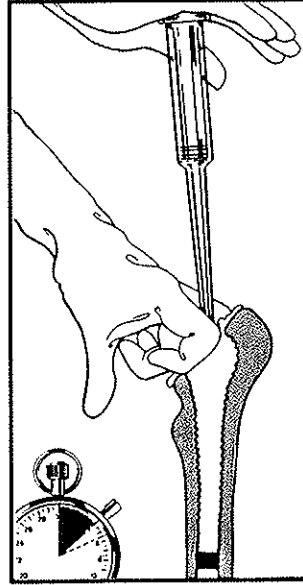
4 Entre 30 et 45 secondes après le début du mélange, introduire le ciment obtenu dans la seringue.



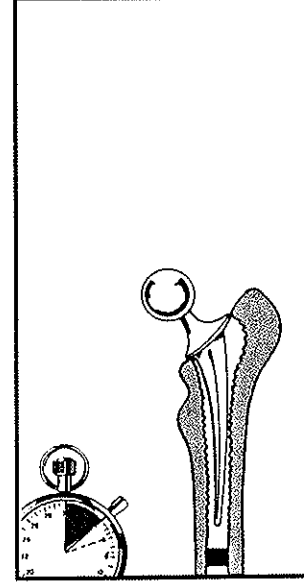
5 Le ciment est laissé au repos dans la seringue pendant environ 1 minute 30.



6 Injectez le ciment approximativement 2 minutes après le début du mélange. L'injection dure 1 minute 30.



7 La compression du ciment peut se faire jusqu'à 5 minutes 30 après le début du mélange.



8 Mettez la prothèse en place au plus tard 5 minutes 45 après le début du mélange.

9 Le développement de la chaleur est constaté au bout de 7 minutes 30. Éliminez le ciment en excès avant le durcissement complet, sans mobiliser la prothèse.

10 Le ciment est dur au bout de 9 minutes environ après le début du mélange.

Schéma n° 4 : Insertion du ciment à la seringue

5.2.3 Application avec un pistolet à ciment

** Préparation du ciment :*

10 centimètres cubes du monomère liquide sont mélangés à 40 grammes de poudre polymérisante pendant 60 secondes jusqu'à ce que le mélange soit liquide. Le ciment liquide est alors versé dans le corps de la seringue (Schéma n° 5). Quand la seringue est pleine, une rondelle de caoutchouc est placée au-dessus du ciment (Schéma n° 6). La seringue est alors placée dans une centrifugeuse où elle tourne à 4000 tours par minute, pendant 2 minutes. La seringue assemblée (Schéma n° 7) est introduite dans la douille du pistolet à ciment, qui, elle-même, est fixée au corps du pistolet (Schéma n° 8).

** Cimentation du cotyle :*

Le pistolet à ciment est placé dans le cotyle et le ciment dirigé vers les plots d'ancrage et dans le fond du cotyle. Le ciment est pressé au doigt, puis la pièce cotyloïdienne est mise en place avec une pression constante pour éviter une issue de sang de l'os spongieux. Une aspiration constante et un tamponnement régulier permettent au ciment de ne pas être souillé de sang pendant tout ce temps opératoire. L'excès de ciment est enlevé avec une spatule ou un bistouri. La pression est maintenue jusqu'à ce que le ciment soit pris.

** Cimentation du fémur :*

Le canal fémoral est obturé, avant la mise en place du ciment, par un bouchon en polyéthylène, en ciment ou os, placé approximativement deux centimètres plus bas que l'extrémité distale de la tige fémorale. Le ciment est préparé et introduit dans le pistolet à ciment. Il est injecté de façon rétrograde en partant du bouchon intracanalair, la pressurisation étant assurée par un obturateur fermant l'orifice supérieur autour de la tige du pistolet à ciment (Schéma n° 9) ; du ciment est ajouté si nécessaire, puis la pièce fémorale est mise en place et fermement maintenue à l'aide d'un poussoir jusqu'à la prise du ciment.

Durant le durcissement, l'excès de ciment est enlevé à l'aide d'un bistouri ou d'une spatule.

Schéma n° 5 : Ciment liquide versé dans le corps de la seringue

1. Entonnoir
2. Entonnoir renversé
3. Bouchon sur l'embout de la seringue

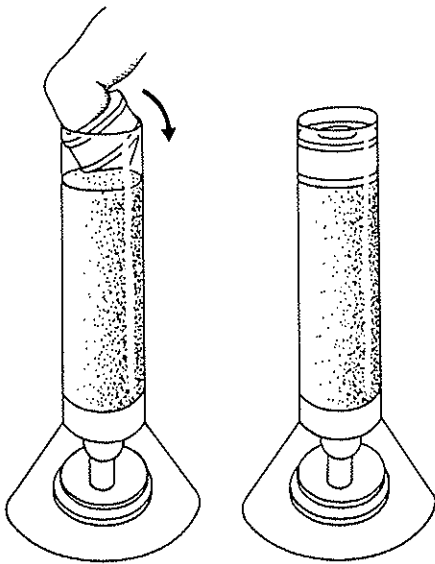
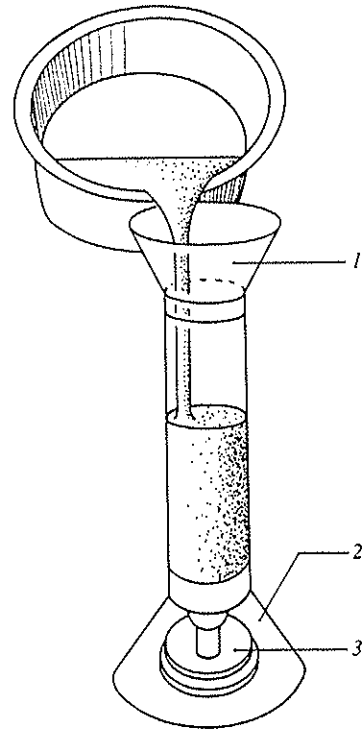


Schéma n° 6 : Seringue pleine : une rondelle de caoutchouc est placée pour l'obturer

Schéma n° 7 : Assemblage de la seringue

1. bouchon de caoutchouc
2. corps de la seringue
3. long embout

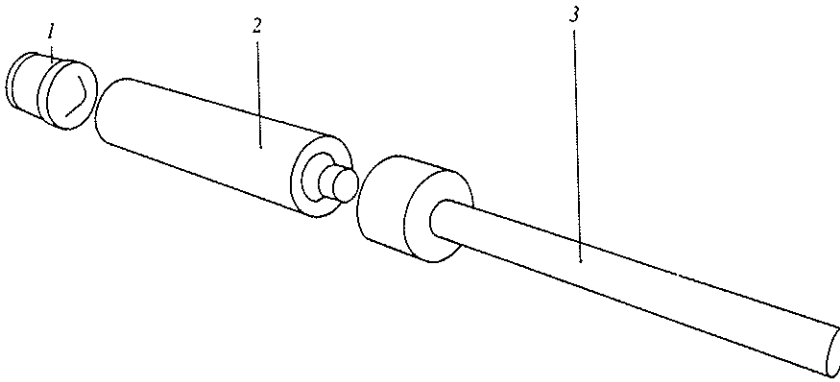


Schéma n° 8 : Mise en place de la seringue dans le pistolet à ciment

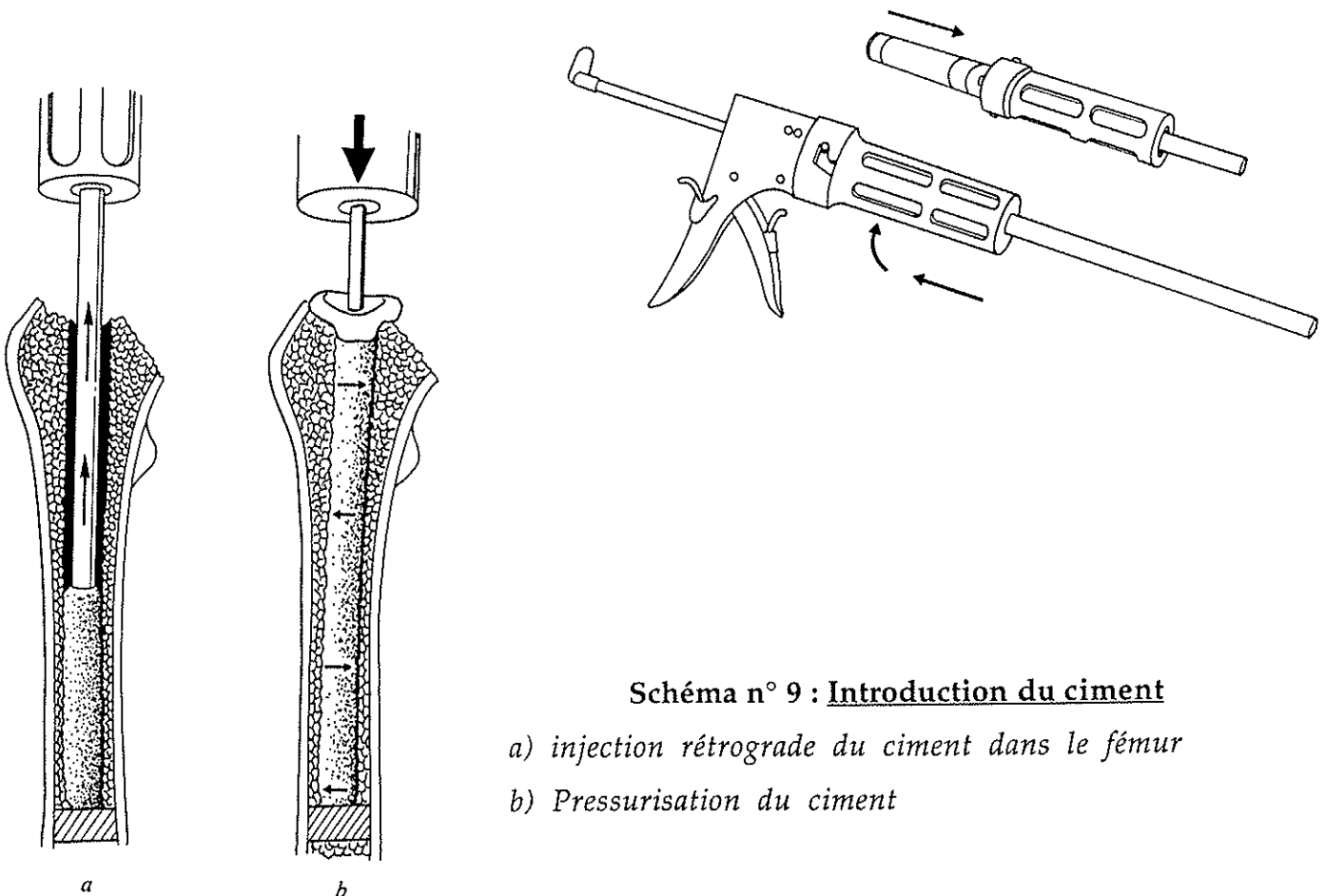


Schéma n° 9 : Introduction du ciment

- a) injection rétrograde du ciment dans le fémur
- b) Pressurisation du ciment

5.3 Technique opératoire

Le patient est placé selon les habitudes du chirurgien en décubitus latéral ou dorsal.

L'abord est centré sur le grand trochanter et pourra être antérieur ou postérieur. Le cheminement sera le moins agressif possible pour les muscles périarticulaires.

Le sciatique devra faire l'objet d'une attention particulière, lors d'une voie d'abord postérieure, son atteinte malencontreuse étant une des causes principales de séquelles graves.

L'abord se fait en sectionnant au bistouri électrique la capsule articulaire.

La capsule est ouverte du col jusqu'au sourcil cotyloïdien. La luxation se fait en adduction, flexion, rotation.

La section du col est réalisée à la scie ou au ciseau.

La préparation du cotyle se fait au ciseau frappé d'abord, pour abattre les ostéophytes, en arrière, en avant, mais aussi dans l'arrière fond, puis avec des fraises montées sur moteur, permettant de se retrouver jusqu'en l'os sous-chondral.

La cupule d'essai est alors mise en place, permettant de juger de l'antéversion nécessaire. Quatre à cinq trous d'ancrage sont forés dont deux obligatoires dans le toit, un dans l'ischion, et un dans le pubis. Il est fréquent de prévenir l'anesthésiste, au moment de la cimentation, des risques pouvant éventuellement survenir lors de ce temps.

Le scellement de l'implant commence dans la partie cotyloïdienne. Après impaction de la capsule, le ciment en surplus est enlevé à la curette. Il faut faire très attention au passage de ciment liquide vers des tissus nobles (nerf sciatique, petit bassin, muscles). La préparation du fût se fait à la râpe. Les râpes utilisées sont de taille croissante en s'adosant le plus possible dans le grand trochanter (Schéma n° 10).

Il est essentiel d'effectuer une abrasion du grand trochanter pour permettre un adossement correct de la prothèse.

Les râpes sont enfoncées jusqu'à la râpe la plus importante possible permettant un autoblocage de l'implant, en prenant garde de ne pas fracturer le fémur. L'implant d'essai doit se bloquer légèrement.

Le scellement fémoral se fait après avoir bloqué un bouchon. Un drain de redon évite une surpression trop importante, au moment de l'introduction du ciment. L'introduction de la prothèse est sans problème. La réduction est réalisée et la stabilité contrôlée par mobilisation.

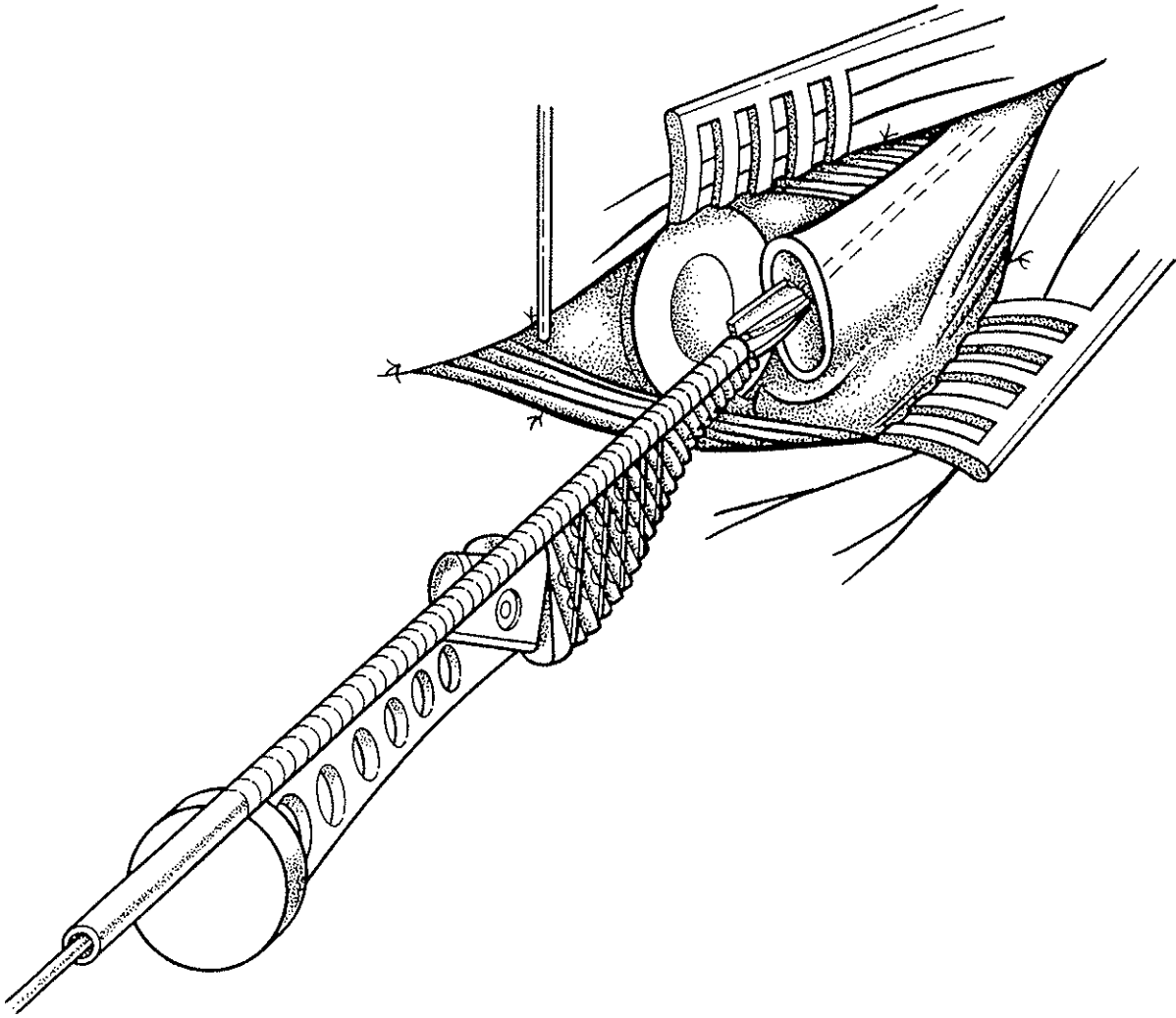


Schéma n° 10 : Alésage du fût fémoral

6. LES ACCIDENTS PEROPERATOIRES ET POSTOPERATOIRES IMMEDIATS

Le ciment est loin de n'avoir que des avantages. Sans parler d'inconvénients purement mécaniques, liés à la température élevée de polymérisation, aux différences d'élasticité qui existent avec le tissu osseux, au sein duquel il se trouve lors d'arthroplasties, des accidents beaucoup plus graves ont été observés surtout cardio-vasculaires et respiratoires. Ces accidents mettent en danger la vie de l'opéré dans les minutes qui suivent l'implantation osseuse du ciment, pouvant conduire à un arrêt cardiaque irréversible.

L'utilisation du ciment osseux est donc entachée d'un risque vital. Des publications parues dans des revues orthopédiques et médicales internationales en témoignent. Il ne faut cependant pas exagérer la fréquence de ces accidents car on ne retrouve dans la littérature mondiale que très peu de décès pour lesquels la responsabilité du ciment ne semble pas faire de doute. Nous exposerons dans ce paragraphe, les accidents peropératoires et postopératoires immédiats observés lors des arthroplasties cimentées sur des observations présentant un recul de 30 ans.

6.1 Accidents cardio-vasculaires

Ce sont les plus nombreux et les plus fréquemment décrits. Aussi avons nous essayé de rassembler le maximum d'articles faisant état de ces accidents.

* * * * *

* Le 8 août 1970, le Bristish Medical Journal publie un article : "Cardiac arrest associated with bone cement" (100).

Le premier cas concerne une femme âgée de 81 ans, hospitalisée pour fracture subcapitale du fémur gauche. Cette personne est opérée quatre jours après son admission. Pendant les 70 premières minutes de l'anesthésie, tout se passe bien. Puis le ciment est mis en place. 9 minutes après son introduction, une hypotension sévère apparaît et 30 secondes plus tard, c'est l'arrêt cardiaque. Immédiatement, une ventilation artificielle avec de l'oxygène pur et un massage cardiaque sont entrepris. Dans les 2 minutes qui suivent, les battements du cœur réapparaissent. La patiente est sauvée et six mois après se porte bien.

Le second cas, là encore, concerne une femme âgée de 81 ans hospitalisée pour fracture transcervicale du fémur gauche. Elle est opérée quatre jours après son admission. Pendant les 75 premières minutes de l'anesthésie, là encore, tout se passe parfaitement bien. 10 à 15 minutes après l'introduction du ciment, on note une grave hypotension et quelques secondes après, c'est l'arrêt cardiaque. On lui administre alors de l'oxygène, de l'isoprénaline et le massage cardiaque est mis en place. Les battements du coeur réapparaissent en moins d'une minute. Cette patiente se porte bien pendant deux semaines ; puis une insuffisance ventriculaire gauche se développe et la patiente meurt le 18ème jour consécutif à l'opération.

Mais il est à noter que ces deux patientes souffraient d'une maladie cardio-vasculaire préexistante.

En douze mois, dans cet hôpital, 42 prothèses de Thompson avec du ciment furent mises en place chez des patients ayant une moyenne d'âge de 79,3 ans. On note seulement les deux arrêts cardiaques précédemment décrits.

Doit-on imputer ces deux arrêts cardiaques au PMMA ?

Les auteurs émettent l'hypothèse d'une absorption massive de monomère qui aurait pu provoquer cette hypotension mais demeurent perplexes quant à la cause de ces deux accidents.

Effectivement, le ciment a été mis en doute, mais il faut bien avoir à l'esprit que nous parlons de personnes âgées, avec un état cardio-vasculaire déficient. De plus, elles ont été opérées plusieurs jours après la fracture. Pour toutes ces raisons, l'hypothèse d'une embolie graisseuse aurait pu être soulevée.

* * * * *

Parmi les travaux publiés sur ce sujet, nous retiendrons ceux de Charnley (16) qui concernent l'étude des qualités mécaniques et de la tolérance tissulaire du PMMA. L'attention y est attirée sur la fréquence des chutes tensionnelles survenant 1 minute 30 à 3 minutes après le début du saignement.

De constatations purement empiriques, Charnley conclut que le "ciment" ne doit être mis en place qu'au moment où il ne dégage plus d'odeur.

Le monomère agirait sur les centres vaso-moteurs pour provoquer une hypotension par vasoplégie et il n'y aurait pas d'action directe sur le myocarde. Ces conclusions paraissent discutables car le produit est comparé par les auteurs au chloroforme dont on connaît l'action toxique sur la fibre myocardique.

La fréquence des accidents graves est cependant faible puisque Charnley (16) attribue au PMMA 4 décès peropératoires sur 3700 prothèses.

* * * * *

* Le 21 août 1971, le British Medical Journal rapporte un fait identique (96).

Il s'agit d'une femme âgée de 79 ans, souffrant d'une fracture subcapitale du col fémoral droit. Une prothèse de Thompson est mise en place. 22 secondes après l'insertion du ciment, une baisse importante de la pression sanguine systolique apparaît. 4 minutes et 42 secondes après l'insertion du ciment, une baisse encore plus notable de la pression est notée.

25 minutes après l'insertion du ciment, c'est l'arrêt cardiaque. Toutes les mesures mises en place pour tenter de la sauver restent vaines.

Il semblerait que l'apparition de l'hypotension soit corrélée avec le moment où la concentration en monomère est la plus importante.

* * * * *

* Dans Anesthesiology de Novembre 1971, Cohen et Smith (20) commentent un arrêt cardiaque après application de PMMA. Il s'agit d'une femme obèse de 64 ans, par ailleurs en bonne santé, opérée pour reprise de prothèse. Après une prémédication comportant du Fentanyl en intramusculaire, une péridurale est pratiquée à l'aide d'un cathéter introduit dans l'arachnoïde, au niveau de l'espace L3-L4, et avec une solution hypobare de tétracaïne. Le scellement de la prothèse acétabulaire se passe sans incident mais il est suivi, 2 à 3 minutes plus tard, par la disparition du pouls. L'électrocardiogramme montre une bradycardie sinusale avec diminution du complexe QRS. 20 mg d'éphédrine sont injectés par voie veineuse ainsi que de l'atropine.

La malade est intubée et ventilée à l'oxygène pur. Malgré cela, elle fait un arrêt cardiaque qui ne cède pas au massage cardiaque ni aux tentatives de défibrillation. L'autopsie permet de mettre en évidence des embolies graisseuses au niveau des poumons, ainsi qu'un œdème pulmonaire important dont il est difficile de définir l'étiopathogénie.

La constitution du collapsus dans les minutes qui suivirent le saignement fémoral et le fait que la malade était opérée sous péridurale (avec par conséquent un contrôle permanent de l'état de conscience) laissent peu de doute quant au rôle du scellement dans la mort de l'opérée.

* * * * *

* En 1972, Saint Maurice et Kahn (110) publient un article dans les cahiers d'anesthésiologie sur le rôle du méthacrylate de méthyle dans certains accidents cardio-vasculaires observés en chirurgie orthopédique.

Ils rappellent que le PMMA est de plus en plus souvent incriminé en cas de décès peropératoire. Thomas et ses collaborateurs (119) rapportent le cas d'une malade âgée de 71 ans qui reçoit une prothèse de Thompson après une fracture du fémur. Cette prothèse a été scellée au moyen du PMMA. Peu de temps après l'introduction de ce dernier dans la cavité fémorale, un collapsus se produit, suivi d'un arrêt cardiaque. Les tentatives de réanimation se soldent par un échec. Cette observation incomplète ne permet pas là encore d'affirmer le rôle néfaste du ciment.

* * * * *

* Le 5 février 1972, Peebles et son équipe (94) publient un article dans le British Medical Journal sur les effets cardio-vasculaires du PMMA. Ils réalisent sur six chiens une expérimentation qui consiste à leur injecter par voie intraveineuse le PMMA et à noter alors les effets cardio-vasculaires observés. L'existence d'un syndrome d'hypotension aiguë associé à l'application de ciment acrylique sur les surfaces osseuses est confirmée par cette investigation. Grâce à cette étude, il devient possible de définir des "groupes à risques", groupes pour lesquels, le ciment ne semble pas

recommandé. Il s'agit de patients souffrant d'une insuffisance coronarienne, de péricardite, de sténose valvulaire, de cardiomyopathie ou encore de patients recevant des bêta-bloquants.

Les suggestions de Welsh et Pilliar (127) concernant une utilisation plus répandue du ciment en grande quantité devront être considérées avec précaution.

* * * * *

* Le 16 décembre 1972, Brittain et Ryan (7) publient l'article suivant : "Hypotension and Methylmethacrylate cement".

L'étude porte sur 7000 PTH réalisées dans un centre hospitalier pendant dix ans. Il semble certain après ce travail que l'hypotension consécutive à l'insertion du ciment soit due au passage de monomère dans la circulation.

Les auteurs sont convaincus que la technique de préparation du ciment est un facteur déterminant dans la prévention des accidents cardio-vasculaires.

* * * * *

* En 1973, Dandy (25) publie un article : "The safety of bone cement". Il rappelle qu'une chute de pression artérielle est souvent consécutive à l'insertion du ciment. L'hypotension habituellement débute entre 12 et 90 secondes après l'insertion du ciment, et elle est la plus marquée après 165 secondes. Phillips et ses collaborateurs (97) montrent que cette hypotension apparaît au moment où la concentration en monomère est la plus importante dans le sang. Cette chute de tension n'est pas en elle-même un problème dramatique. Mais Dandy (25) a essayé d'établir une relation entre hypotension et arrêt cardiaque. Il n'est pas convaincu que les arrêts cardiaques soient dus essentiellement aux effets pharmacologiques du ciment acrylique. Les arrêts cardiaques apparaissent bien après l'hypotension, généralement lorsque la hanche a été réduite. Ainsi, il y aurait deux origines bien distinctes à l'hypotension et à l'arrêt cardiaque. Ceci se voit nettement chez ce patient dont la pression artérielle baisse 22 secondes après l'insertion du ciment, retourne à la normale 30 secondes plus tard et reste normale jusqu'à ce que l'arrêt cardiaque se produise.

En conclusion, l'hypotension transitoire qui suit l'introduction du ciment n'est pas en elle-même un problème clinique important et surtout n'a pas la même origine que celle induisant les arrêts cardiaques.

* * * * *

* En 1975, Choffat et ses collaborateurs (17) étudient les perturbations cliniques et biologiques peropératoires induites par les ciments acryliques.

Pour cette étude ont été retenues douze observations de PTH de Charnley, réalisées à l'hôpital Wrightington. Seul a été utilisé le ciment CMW.

L'âge moyen des 7 hommes et des 5 femmes concernés est de 65 ans, pour des extrêmes de 41 et 73 ans.

Ces opérations se sont déroulées sous anesthésie générale, avec intubation trachéale, contrôle ventilatoire ininterrompu par respirateur. Le patient n'a reçu aucune médication préopératoire.

L'induction de l'anesthésie est obtenue par injection intraveineuse de 7 mg/kg de Penthiobarbital.

Tous les paramètres cardio-circulatoires et ventilatoires ont été analysés principalement dès la mise en place du ciment au niveau de la cavité cotyloïdienne puis de la diaphyse fémorale.

Les résultats au niveau cardio-circulatoire sont les suivants :

Aucune modification de l'électrocardiogramme n'est notée dans dix cas : la morphologie des complexes n'y est pas altérée, le rythme cardiaque ne varie sensiblement pas. Par contre, un arrêt cardio-circulatoire de 6 secondes a été enregistré immédiatement après le début du « temps fémoral », des extrasystoles ventriculaires isolées sont apparues aux deux temps de la pose du ciment. D'une façon générale, la tension artérielle systémique a évolué selon les descriptions de nombreux auteurs (33) : on enregistre, à l'un et l'autre temps de la pose du ciment, une baisse rapide de la tension artérielle maximum, jusqu'à la quatrième minute, suivie d'une lente remontée.

Les résultats au niveau ventilatoire sont les suivants :

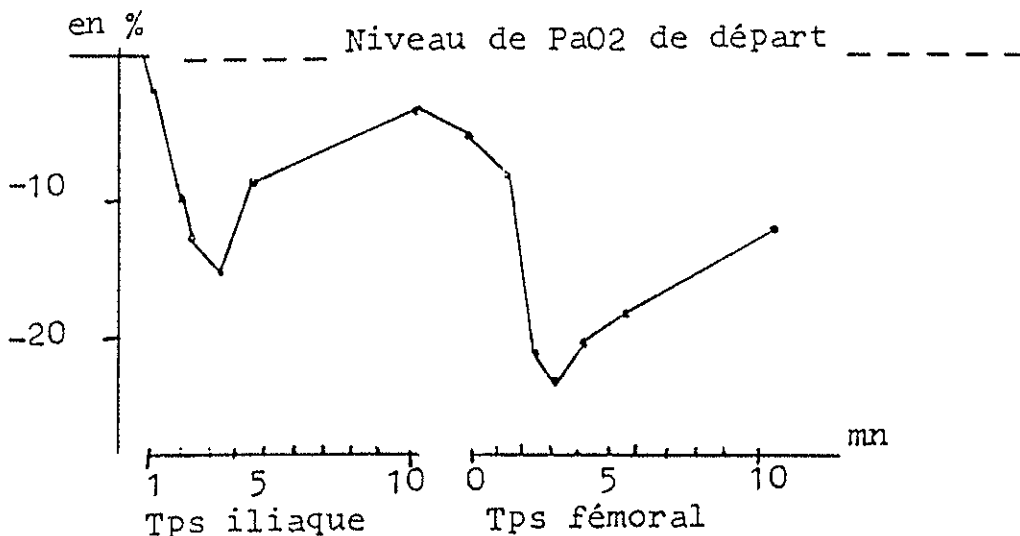
- l'analyse capnigraphique continue n'a mis en évidence aucune variation rapide ou marquée des taux instantanés de CO_2 dans les gaz expirés.

- la pression partielle de gaz carbonique dans le sang artériel systémique a accusé une augmentation lente et de très faible amplitude.

- la chute de la pression partielle d'oxygène dans le sang artériel systémique (PaO_2) représente dans cette série le phénomène majeur.

Elle se caractérise par :

- . sa constance : elle est évidente dans tous les cas,
- . son degré : la chute de PaO_2 est en moyenne de 24 %,
- . son allure : on observe dans chaque cas une baisse importante et rapide de la PaO_2 , 3 à 4 minutes après l'insertion de résine dans l'os, suivie d'une ascension progressive. Ce phénomène est plus accusé au temps fémoral qu'au temps iliaque (graphique n° 4).



Graphique n° 4 : Evolution générale (12 observations des PaO_2) en % par rapport aux valeurs de départ

Discussion :

* Chez trois des patients les variations de la tension artérielle systémique sont nulles, alors que chez 9 autres, la chute tensionnelle est nette, bien que modérée et transitoire. A ce sujet, la plupart des auteurs s'accordent à reconnaître au monomère de méthylméthacrylate une action vasodilatatrice qui paraît peu discutable (35, 85).

* La surveillance électrocardiographique continue fait état d'une défaillance cardio-circulatoire totale d'une durée de 6 secondes, apparue sans prodromes et spontanément réversible. Chez cette malade de 64 ans, sans tare notable, la disparition de toute activité ventriculaire s'installe 35 secondes après l'insertion du ciment dans le fémur.

Bien qu'au cours d'interventions chirurgicales banales, il ait été donné d'observer et d'enregistrer de tels incidents, il n'est guère possible, d'après Choffat et son équipe (17), d'éliminer ici la responsabilité du PMMA dans le déclenchement de ce trouble cardiaque manifeste. Il en va de même des extrasystoles ventriculaires isolées apparaissant quelques 30 secondes après la pose du ciment dans le cotyle et disparaissant en fin de phase critique.

Le perturbation la plus intéressante parce que la plus constante reste néanmoins la chute des pressions partielles d'O₂ dans le sang artériel.

L'action clinique et biologique des ciments acryliques paraît encore complexe en raison, peut-être, de l'absence chez l'homme d'études réellement exhaustives.

Actuellement, seules une sélection sévère des opérés et, pendant toute la durée des phases critiques, une oxygénation maximum (O₂ pur) nous paraissent une parade logique et qu'il faut souhaiter efficace, face aux perturbations graves que peut toujours provoquer l'utilisation des ciments.

* * * * *

* **En 1976**, Karcenty (66) réalise une thèse : "Contribution à l'étude des accidents précoces liés à l'utilisation du PMMA en chirurgie orthopédique".

Il relève 14 études portant sur l'évolution de la pression artérielle au cours de 652 PTH faisant intervenir du ciment et 25 prothèses de Thompson.

Nous avons résumé par deux tableaux ces variations tensionnelles.

Série et nombre de cas	TA diminuée	TA augmentée	TA stable	TA augmentée ou stable	TA non mesurée
Série n° 1 : 15 PTH (125)	1	-	14	-	-
Série n° 2 : 24 PTH (16)	11	2	11	-	-
Série n° 3 : 50 PTH (44)	-	-	-	-	50
Série n° 4 : 12 PTH (20)	-	-	-	-	12
Série n° 5 : 36 PTH (82)	34	-	-	2	-
Série n° 6 : 18 PTH (96)	2	1	15	-	-
Série n° 7 : 20 PTH (119)	19	1	-	-	-
Série n° 8 : 40 PTH (60)	36	-	-	4	-
Série n° 9 : 50 PTH (10)	43	-	-	7	-
Série n° 10 : 45 PTH (40)	24	16	5	-	-
Série n° 11 : 250 PTH (108)	181	-	-	69	-
Série n° 12 : 52 PTH (113)	29	1	2	20	-
Série n° 13 : 6 PTH (92)	-	-	-	-	6
Série n° 14 : 34 PTH (55)	13	-	-	21	68
TOTAL 652 PTH	393	21	47	123	68

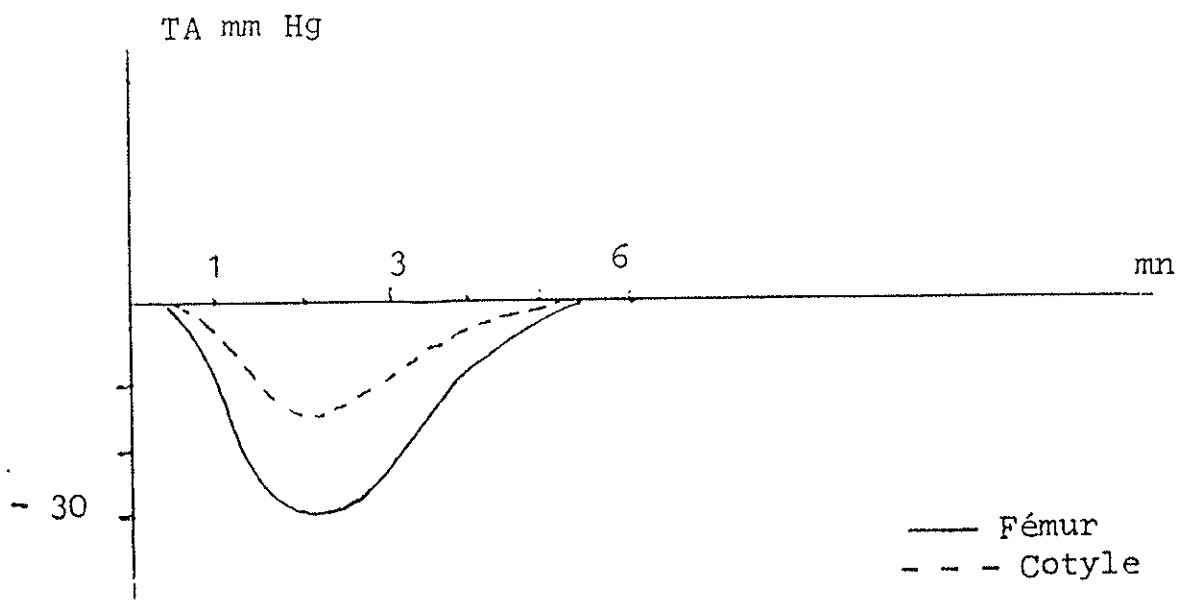
Tableau n° 2 : Variations tensionnelles lors du scellement du cotyle dans 652 PTH

Série et nombre de cas	TA diminuée	TA augmentée	TA stable	TA augmentée ou stable
Série n° 1 : 30	20	-	10	-
Série n° 2 : 24	15	2	7	-
Série n° 3 : 50	24	-	26	-
Série n° 4 : 12	9	-	-	3
Série n° 5 : 36	34	-	-	2
Série n° 6 : 20	16	-	4	-
Série n° 7 : 20	20	-	-	-
Série n° 8 : 40	36	-	-	4
Série n° 9 : 58	51	-	-	7
Série n° 10 : 45	20	24	1	-
Série n° 11 : 250	181	-	-	69
Série n° 12 : 52	29	-	2	20
Série n° 13 : 6	6	-	-	-
Série n° 14 : 34	19	-	-	15
Total 652 PTH 25 arthroplasties céphaliques	480	27	50	120

**Tableau n° 3 : Variations tensionnelles lors du scellement fémoral
dans 652 PTH et 25 arthroplasties céphaliques**

Les variations de la tension artérielle constatées après utilisation du PMMA ne sont pas univoques. Cependant, on observe généralement une chute tensionnelle. Dans les 652 PTH étudiées, l'hypotension survient dans 70 % des cas lors du scellement de la prothèse fémorale (480 cas). Elle est modérée : les chiffres moyens observés sont de 10 à 33 mm Hg. Elle débute précocement après la mise en place du ciment dans la diaphyse fémorale (20 secondes à 1 minute), atteint son maximum entre 1 et 3 minutes, et le retour à la normale s'effectue en 3 à 6 minutes.

Les mêmes phénomènes sont constatés lors du scellement du cotyle avec cependant une fréquence moindre : 60 % des cas et une chute tensionnelle moins marquée (10 à 22 mm Hg).



Graphique n° 5 : Variation moyenne de la tension artérielle dans le temps, après mise en place du ciment dans le fémur et le cotyle

En résumé, l'hypotension artérielle observée après l'implantation osseuse du ciment acrylique dans une arthroplastie totale de hanche est habituelle, précoce, modérée et fugace. Plus qu'une complication, on peut pratiquement la considérer comme l'un des éléments de la technique opératoire. Beaucoup plus rarement, elle peut devenir très inquiétante et aller jusqu'au collapsus circulatoire. La responsabilité du ciment dans la survenue de cette hypotension est reconnue par tous les auteurs précédemment cités quoique certains fassent remarquer que d'autres manœuvres orthopédiques soient susceptibles de provoquer une chute tensionnelle détectable par un enregistrement continu, comme l'usage de fraises rotatives dans le creusement du cotyle et la réduction de la prothèse (82).

Karcenty (66) réunit dans le tableau suivant 6 statistiques sur un nombre égal ou supérieur à 1000 interventions.

Références	Nombre de cas	Arrêts cardiaques
Charnley (16)	3 700 PTH	4 arrêts cardiaques (2 régressifs)
St Maurice (109)	12 000 PTH	6 décès cardio-vasculaires
Conventry (22)	2 012 PTH	2 décès
Brittain (7)	7 000 PTH	0
Buchholz (8)	1 352 PTH	0
Cadle (10)	1 000 PTH	0
Total	27 064 PTH	12 cas (2 régressifs)

Tableau n° 4 : Nombre de cas d'arrêt cardiaques peropératoires pour les statistiques de plus de 1 000 PTH

On dénombre 12 cas d'arrêts cardiaques dont 10 sont mortels. La fréquence de cet accident paraît donc très faible.

Conclusion :

Les arrêts cardiaques peropératoires survenant après l'utilisation du ciment acrylique sont peu nombreux pour Karcenty (66).

Ils surviennent habituellement (82 %) dans les secondes ou les minutes qui suivent l'introduction du ciment, ou lors de la réintégration de la prothèse. Le plus souvent (62 % des cas), ils sont précédés d'une hypotension profonde parfois accompagnée de troubles respiratoires. Après réanimation, la réversibilité est observée dans près de 50 % des cas.

* * * * *

* En 1987, Veyron (123) dans sa thèse, présente trois cas d'arrêts cardiaques irréversibles survenus à la suite de la mise en place d'une prothèse cimentée de Moore dans le service de chirurgie de l'Hôtel Dieu de Rouen.

Cas	Age sexe	Inter- vention	Antécédents	Prodromes	Moment survenue	Type d'accident	Evolution
1	F 92	Fracture col Moore à J1	Insuffisance cardiaque	hypotension à 6 bradycardie à 40 collapsus pendant 20 minutes	début intervention 3 min après mise en place du ciment	Arrêt cardiaque	Décès
2	H 82	Fracture col Moore à J3	Etat général précaire	bradycardie à 20 sueurs	fin d'intervention	Arrêt cardiaque	Décès
3	F 84	Fracture col Moore à J2	démence sénile, insuffisance mitrale	tachycardie ventriculaire puis bradycardie	au scellement	Arrêt cardiaque	Décès

**Tableau n° 5 : Observation de trois décès après la mise en place
d'une prothèse cimentée de Moore**

L'âge moyen de ces patients est de 86 ans. Il s'agit dans les trois cas d'une chirurgie comportant des risques non négligeables, mais qui semble cependant préférable, en raison de l'état général des patients, encore moins compatible avec un traitement orthopédique.

Les trois fois, nous avons observé des prodromes à type de bradycardie extrême survenant dans deux cas après l'introduction du ciment et dans un cas en fin d'intervention.

Dans un cas, elle a été précédée de tachycardie ventriculaire.

Dans un cas, elle a été accompagnée d'un collapsus.

Dans un cas, elle a donné suite à un collapsus.

Dans les trois cas, ces épisodes bradycardiques ont été suivis rapidement d'un arrêt cardiaque irréversible.

* * * * *

* En 1989, Duncan (33) rapporte six décès peropératoires et deux épisodes d'hypotension très sévère chez 52 patients ayant reçu une prothèse scellée avec du ciment osseux pour une fracture subcapitale du col du fémur.

Cas	Age	Sexe	Pression artérielle	Effets observés après la mise en place de PMMA	Conséquences
1	76	M	120/80	B, PA systolique indétectable 15 min après l'insertion de PMMA	arrêt cardiaque puis décès
2	82	F	130/70	B, PA systolique indétectable 2 à 3 min après l'insertion de PMMA	compression cardiaque puis décès
3	79	F	130/90	B, PA systolique indétectable juste après insertion de PMMA	cyanose puis décès
4	83	F	120/60	PA indétectable juste après l'insertion de PMMA	compression cardiaque puis décès
5	86	F	150/90	PA indétectable 3 min après l'insertion de PMMA	arrêt cardiaque puis décès
6	84	F	110/70	B, PA indétectable juste après l'insertion de PMMA	arrêt cardiaque puis décès
7	70	F	120/75	PA indétectable juste après l'insertion du ciment	compression cardiaque puis reprise
8	84	F	130/85	B, PA indétectable juste après l'insertion du ciment	retour de la PA à la normale. Arrêt cardio-vasculaire. Décès 5 jours plus tard.

M : masculin

F : Féminin

PA : pression artérielle

B : bradycardie

Tableau n° 6 : observation de six décès peropératoires et de deux épisodes d'hypotension après la mise en place d'une prothèse cimentée

Discussion :

10 étiologies sont proposées par le WPACOS (Working Party on acrylic cement in Orthopaedic Surgery) pour expliquer cette hypotension associée avec l'utilisation du PMMA. Il s'agit :

- 1- Une chaîne de réactions physiologiques initiées par l'absorption du monomère.
- 2- Embolie graisseuse : le monomère est un solvant des graisses et il peut augmenter l'absorption des graisses de la moelle du fémur.
- 3- Des substances pharmacologiquement actives (histamine, kinines ou prostaglandines) libérées par ou à cause du monomère.
- 4- La pression intramédullaire élevée.
- 5- Hypersensitivité.
- 6- Une combinaison de facteurs initiateurs (graisse médullaire, le monomère, des substances pharmacologiquement actives).
- 7- Embolie gazeuse.
- 8- Les effets cardio-vasculaires directs du ciment ou du monomère.
- 9- Une vasodilatation périphérique.
- 10- L'activation à l'intérieur des poumons de la cascade de coagulation.

L'hypersensitivité au monomère comme source éventuelle de collapsus a été rejetée par Monteny et Delespesse (88). On a montré que l'héparine en prophylaxie était inefficace pour prévenir les complications pendant et après les opérations de la hanche (117, 48).

Il existe une corrélation significative entre la libération de thromboplastine dans la circulation pulmonaire et la baisse de la pression artérielle en O_2 et de la pression sanguine pendant les opérations de hanche (87).

L'embolie graisseuse pulmonaire et le syndrome de dépression respiratoire seraient causés par le mouvement de lipides non fixés aux cellules dans le système lymphatique et la circulation veineuse.

* * * * *

* En 1991, Patterson et Haealy (93) rapportent sept cas d'arrêt cardiaque survenus pendant une opération de hanche faisant intervenir du ciment. Voici résumés dans un tableau les éléments essentiels concernant ces sept cas.

Cas	Age	Sexe	Effets observés	Conséquence
1	87	M	baisse PA 10 min après l'insertion de ciment	arrêt cardiaque puis décès
2	85	F	baisse PA 4 min après l'insertion de ciment	arrêt cardiaque puis reprise
3	94	F	baisse PA après la réduction de la prothèse	arrêt cardiaque puis reprise
4	109	F	baisse PA après l'insertion de ciment	arrêt cardiaque puis décès
5	73	F	baisse PA après l'insertion de ciment, absence de pouls	survie puis décès six mois plus tard à cause d'une pneumonie.
6	59	F	arrêt cardiaque dès l'insertion de la tige fémorale	décès 30 min après l'arrêt cardiaque
7	58	F	baisse PA après l'insertion de ciment	arrêt cardiaque puis décès

M : masculin

F : Féminin

PA : pression artérielle

Tableau n° 7 : observation de cinq décès et de deux hypotensions après la mise en place d'une prothèse cimentée

Quand les trois patients qui survécurent à l'opération retournèrent chez eux, aucune séquelle cardiaque, pulmonaire ou neurologique n'avait été détectée.

Pourtant le patient n° 5 meurt six mois après l'opération, d'une pneumonie. Comment interpréter ce décès ? Le chirurgien rechercha les facteurs communs aux sept patients. Les sept malades présentaient une ostéoporose certaine et étaient relativement âgés (avec une nuance pour les cas n° 6 et 7). Chez ces patients, la mise en place d'une tige fémorale cimentée est risquée et surtout une pressurisation excessive de ciment doit être évitée.

En 1974 déjà, Herndon et ses collaborateurs (55) avaient émis l'hypothèse d'une embolie pouvant être provoquée par la migration de débris de moelle dans la veine fémorale.

En 1983, Sherman et son équipe (116) prouvent le phénomène en réalisant une simulation d'arthroplastie. Les travaux de Homsy et de ses collaborateurs (57) sont souvent cités lors des discussions sur la toxicité du monomère acrylique. Des doses de monomère supérieures à celles libérées lors de PTH ont produit un arrêt cardiaque chez des chiens. Ces auteurs pensent que le monomère est partiellement responsable de l'hypotension transitoire mais ne saurait être le seul agent impliqué (57).

* * * * *

* En février 1993, Gentil et Paugam (47) réalisent une étude ayant pour but de déterminer les concentrations de PMMA plasmatique durant une PTH. L'étude porte sur 11 patients âgés de 34 à 77 ans. L'anesthésie est une anesthésie générale. Le ciment utilisé est du CMW. Le liquide et la poudre sont mélangés pendant 2 minutes 30 secondes. Des échantillons de sang provenant de l'artère pulmonaire et radiale sont prélevés 30 secondes, 1 minute, 1 minute 30, 2 minutes, 3 minutes, 4 minutes, 5 minutes, 6 minutes et 7 minutes après la mise en place de ciment osseux dans la cavité acétabulaire et le canal fémoral. Les échantillons conservés dans la glace, sont transmis au laboratoire pour être analysés. Les résultats sont les suivants :

Numéro des patients		Moment du pic (en minutes)	Valeur du pic (en $\mu\text{g/ml}$)
1	A	0,5	2,8
	F	6,0	0,2
2	A	1,5	10,0
	F	1,5	4,0
3	A	1,0	9,8
	F	1,5	5,3
4	A	2,0	7,5
	F	1,5	0,1
5	A	2,0	0,4
	F	2,0	0,1
6	A	1,5	2,3
	F	2,0	2,4
7	A	1,5	7,2
	F	1,0	5,0
8	A	1,5	0,7
	F	1,5	2,4
9	A	1,5	12,3
	F	0,5	0,8
10	A	5,0	0,5
	F	1,5	0,7
11	A	1,5	1,3
	F	0,5	0,1

A : Mise en place du ciment dans le cotyle

F : Mise en place du ciment dans le fémur.

Tableau n° 8 : Concentration plasmatique maximum de PMMA dans l'artère pulmonaire

Résultats :

* Si l'on compare les valeurs du pic de PMMA dans l'artère pulmonaire après l'insertion de ciment dans le fémur et dans le cotyle on constate que la valeur du pic est supérieure après l'insertion dans le cotyle.

* Dans l'artère radiale, les valeurs du pic sont bien inférieures à celles observées dans l'artère pulmonaire.

* Le délai pour obtenir le pic en PMMA est de $1,7 \pm 0,3$ minutes dans l'artère pulmonaire et de $2 \pm 0,3$ minutes dans l'artère radiale après l'insertion de ciment dans le cotyle, et de $2,2 \pm 1,6$ minutes dans l'artère pulmonaire et de $2,8 \pm 0,3$ minutes dans l'artère radiale après l'insertion de ciment dans le canal fémoral.

Discussion :

Bien que d'autres mécanismes comme l'hydrolyse aient été suggérés (92), l'excrétion pulmonaire est considérée comme le mode principal d'élimination du PMMA. En effet, du PMMA a été mis en évidence dans l'air expiré de chiens ayant subi une intervention nécessitant du ciment. Après avoir injecté du PMMA chez des chiens, on constate que des concentrations en PMMA de $100 \mu\text{g/ml}$ entraînent une hypotension légère et transitoire (93).

Une hypotension marquée et un arrêt respiratoire sont observés lorsque les concentrations en PMMA dépassent $100 \mu\text{g/ml}$. Dans cette étude, le pic significatif de la concentration en PMMA plasmatique dans l'artère pulmonaire est de $5 \pm 1,3 \mu\text{g/ml}$. La valeur la plus haute est de $12,3 \mu\text{g/ml}$ (cas n° 9 dans le tableau n° 8). Ainsi, les concentrations en PMMA plasmatique sont très nettement inférieures à celles entraînant un effet pulmonaire toxique.

Bien qu'une hypotension ait été observée après une injection intraveineuse de PMMA chez des chiens, les études antérieures n'ont pas montré de relation entre les changements de pression sanguine observés cliniquement et les concentrations plasmatiques en PMMA (87).

Dans cette étude, les concentrations plasmatiques en PMMA dans l'artère radiale sont inférieures à celles trouvées dans l'artère pulmonaire.

De plus, les concentrations plasmatiques observées après la mise en place de ciment dans le fémur sont significativement inférieures à celles observées après la mise en place de ciment dans le cotyle.

Des hypotensions notables (23) et des arrêts cardiaques (100, 96) ont été rapportés après la mise en place d'une prothèse fémorale. Il est très improbable que des taux si faibles de PMMA puissent induire une dépression cardiaque et une vasodilatation. Les auteurs d'après cette étude, concluent que le PMMA n'est pas responsable d'un effet toxique direct.

* * * * *

* En décembre 1993, une femme âgée de 59 ans meurt d'un collapsus cardio-vasculaire, à la suite de la mise en place d'une PTH (12). Un cancer du poumon et une fracture de la tête fémorale gauche sont diagnostiqués en septembre 1991. Cette patiente est alors soignée par des rayons. En février 1992, elle présente des douleurs dans la jambe gauche.

Les radiographies montrent une fracture du fémur gauche. Après sept jours de repos au lit, on décide de l'opérer. L'anesthésie est induite avec du fentanyl et du thiopental et la patiente est intubée avec du succinylcholine. 20 à 30 secondes après l'introduction du ciment dans le canal fémoral, les pulsations cardiaques passent de 96 à 77. La pression sanguine passe de 124/75 à 80/30 et continue à diminuer. Après quelques secondes supplémentaires, le pouls n'est plus détectable. La patiente est alors intubée avec de l'oxygène à 100 %. On lui injecte de l'épinéphrine, de l'atropine et de la dopamine.

Elle est transportée aux soins intensifs. Elle meurt 16 heures plus tard.

Discussion :

Afin de diminuer les risques d'hypotension ou d'arrêt cardiaque, le chirurgien orthopédiste doit connaître très exactement le moment idéal pour introduire le ciment. La baisse de pression sanguine est plus importante, lorsque le ciment est introduit très tôt, quand l'odeur de monomère est encore très forte. En effet, le monomère n'a alors pas le temps de s'évaporer et il passe dans la circulation sanguine (119). L'anesthésiste doit être très vigilant et surveiller en permanence les moindres modifications hémodynamiques lors de prothèses cimentées.

En conclusion, après avoir revu la littérature internationale, les constatations cliniques et les études expérimentales réalisées par différents auteurs, nous ne pouvons pas "imputer" au ciment la totalité des accidents cardio-vasculaires observés.

Dans la très grande majorité des cas, ces accidents surviennent dans les minutes qui suivent l'insertion du ciment.

Les conséquences hémodynamiques sont au premier plan avec l'hypotension et l'hypoxie. La mortalité globale rapportée dans les séries est de 0,2 à 6 % selon les auteurs (56). Ce pourcentage, compte tenu de l'âge des patients, semble peu différent de celui attribué au "risque anesthésique".

Au terme de cette étude, il ressort quelques principes à retenir afin de réduire le plus possible les risques liés à l'utilisation du PMMA.

1- Introduire le ciment dans la cavité médullaire le plus tardivement possible, afin de favoriser au maximum l'évaporation du monomère en excès.

2- Pratiquer un drainage de la cavité médullaire de manière à limiter l'hyperpression intramédullaire à l'origine des phénomènes d'embolisation.

3- Augmenter la fraction inspirée d'oxygène lors du scellement de la prothèse, voire donner de l'O₂ pur.

4- Surveiller étroitement les patients au moment du scellement de façon à pouvoir intervenir immédiatement au moindre incident.

Il est à noter que nous n'avons pas trouvé dans la littérature internationale de 1976 à 1987 d'articles sur les accidents cardio-vasculaires liés à l'utilisation du PMMA.

Comment expliquer ce constat ?

Nous ne pouvons qu'émettre des hypothèses :

. Le sujet pendant cette période préoccupait moins les chirurgiens mais pourquoi ?

. On cherchait à améliorer les propriétés du ciment et la manière de le mettre en place, avant de l'utiliser à nouveau...

6.2 Embolie graisseuse

Les complications thromboemboliques représentent une préoccupation majeure pour le chirurgien orthopédiste.

L'embolie graisseuse a été décrite au cours des arthroplasties avec ou sans ciment.

Cependant, le ciment lorsque PTH cimentées et non cimentées sont comparées, augmente les scores emboliques au moment de l'impaction de la prothèse et de la remise en place de la hanche (37, 18).

Le principe de l'embolie graisseuse est le suivant :

Au cours des manipulations intra-médullaires, la graisse est détruite et va migrer à partir des sinus veineux osseux, via la veine fémorale, jusqu'à l'oreillette droite. Puis les emboles vont gagner les capillaires pulmonaires et se fixer sur la membrane hyaline, empêchant ainsi les échanges et entraînant la mort du patient par anoxie.

L'échotomographie trans-œsophagienne a permis de visualiser ce matériel embolisé. Son utilisation est récente et apporte une somme d'informations dont la compréhension n'est pas achevée.

Le score embolique dont nous avons parlé un peu plus haut, quantifie les emboles vus dans les cavités cardiaques : ce score cote les emboles en quantité (selon le remplissage des cavités), en durée (dépendante du temps d'enregistrement) et en volume (suivant la mesure des particules : mesure inférieure à 5 mm, comprise entre 5 et 10 mm, supérieure à 10 mm) (37).

Il faut savoir que l'échotomographie trans-œsophagienne ne renseigne pas sur la nature des emboles. Des prélèvements réalisés dans l'oreillette droite sont indispensables.

Deux conditions sont nécessaires pour créer "l'événement embolique" :

- une cavité médullaire alésée. En effet, l'alésage ouvre largement les sinus veineux osseux et favorise le passage dans la circulation de lipides médullaires. Plus la surface alésée est vaste, plus le nombre d'accidents est élevé.
- une hyperpression dans le fût médullaire provoquant un passage sanguin de moelle osseuse.

Toutes les manipulations intra-médullaires induisent une augmentation de pression qui est corrélée, chez l'homme, à la quantité et à la durée du matériel embolique visualisé dans l'oreillette droite (37, 18). L'impaction d'une prothèse cimentée chez le chien induit une pression double de celle d'une prothèse sans ciment (100). L'hyperpression développée dans la cavité médullaire, encore majorée par le ciment, expulse aisément le contenu médullaire dans le système veineux.

Le terme d'embolie graisseuse signe la présence de gouttelettes lipidiques dans divers organes : le poumon essentiellement mais aussi le cerveau, le rein, le cœur et dans la circulation générale.

Les manifestations cliniques de l'embolie graisseuse sont les suivantes :

- troubles neurologiques : agitation, confusion, obnubilation, pouvant aboutir à un coma vigil ou profond.
- troubles respiratoires : polypnée, cyanose surtout, caractérisés par une hypoxémie artérielle profonde.
- une hyperthermie à 40° C., avec une tachycardie très élevée.
- une éruption cutanée tardive et fugace ; cette éruption permet d'affirmer le diagnostic par sa répartition caractéristique conjonctivale, aux épaules, sur le tronc et la face antérieure du cou.

* * * * *

* En 1971, Gresham et ses collaborateurs (51) publient l'article suivant : "Fatal fat embolism following replacement arthroplasty for transcervical fractures of femur".

Sept patientes souffrant de fractures transcervicales du fémur sont mortes après la mise en place d'une prothèse de Thompson (Tableau n° 9).

Cas	Sexe	Age	Aspect physique	Temps de "survie"	cause de la mort
1	F	82	mince	9 heures	embolie graisseuse
2	F	92	mince	mort sur table	embolie graisseuse
3	F	83	obèse	14 heures	embolie graisseuse
4	F	72	corpulente	mort sur table	embolie graisseuse
5	F	81	corpulente	34 heures	embolie graisseuse
6	F	67	obèse	10 jours	embolie pulmonaire
7	F	83	mince	20 jours	bronchopneumonie

Tableau n° 9 : Décès de sept patientes ayant reçu une prothèse de Thompson cimentée

Sur les 32 patients ayant reçu une prothèse de Thompson cimentée pendant la période d'étude, les 7 patientes précédentes sont les seules à avoir présenté cette complication. Cela représente 21,9 % de décès par embolie à la suite d'une PTH cimentée. Jusqu'à ce jour, ni Charnley, ni Mc Kee, n'avaient observé d'embolie graisseuse à la suite d'une arthroplastie de hanche avec du ciment.

Il semblerait que le PMMA ne soit pas responsable. Deux arguments sont en sa faveur :

* Mc Kee utilise le PMMA dans des conditions strictement identiques et n'a jamais rapporté un accident comme celui précédemment décrit.

* Le PMMA est employé en chirurgie orthopédique depuis quelques années de manière ponctuelle, mais n'a jamais été tenu pour responsable d'une embolie graisseuse.

Aussi, ce serait la technique de mise en place sous forte pression du ciment qui provoquerait de tels accidents. En effet, le scellement diaphysaire est responsable d'une très forte pression intra-osseuse, chassant la moelle dans la circulation.

Si la quantité de moelle chassée dans la circulation est trop importante, il y aura embolisation de la moelle osseuse pouvant entraîner des épisodes létaux. Pour prévenir ce phénomène, un drain de redon est introduit dans la lumière diaphysaire avant la mise en place du ciment.

La période peropératoire et les 48 heures consécutives sont décisives pour le patient. A la fin de cette période, la moelle a été "absorbée" ou dispersée en partie dans l'organisme. Le risque d'embolie est alors moindre mais existe toujours. Mais il faut savoir que pendant ces 48 heures, le diagnostic clinique d'embolie est difficile. C'est la raison pour laquelle il est recommandé de surveiller les gaz du sang (51). Malgré cela, le traitement à base d'héparine est souvent débuté trop tard. Donner de l'héparine en prophylaxie serait à envisager.

Pour Ring (103), le risque plus important de voir apparaître une embolie graisseuse et/ou une infection chez ces personnes âgées doit orienter le chirurgien orthopédiste vers une prothèse sans ciment.

* * * * *

* En 1972, Sevitt (115) publie un article sur les embolies graisseuses chez des patients atteints de fracture de hanche. Il s'agit d'une étude concernant 88 cas de fractures de hanche, étude réalisée de janvier 1967 à août 1971. Une arthroplastie de Thompson avec du PMMA est réalisée. Voici résumés dans le tableau n° 10 les sept cas d'embolie survenue pendant ou après la mise en place de la prothèse.

Cas	Sexe Age	Nombre de jours de survie après intervention	Embolie graisseuse observée au niveau de différents organes		
			poumons	rein % de glomérules embolisés	cerveau densité d'embolie observée sur matière grise
1	F 73	mort pendant l'opération	+++	50	+ à ++
2	F 84	2 jours	+++	72	++
3	F 90	2 jours	+++	66	+
4	F 77	9 jours	++ à +++	20	++
5	F 89	12 jours	+	5	±
6	M 79	14 jours	+	2	±
7	M 68	1 jour	+++ à ++++	7	±

+ : léger

++ : modéré

+++ : important

++++ : très important

**Tableau n° 10 : Sept cas d'embolie après la mise en place
d'une prothèse de Thompson cimentée**

Il semblerait que la combinaison de deux facteurs ait favorisé les accidents observés ici.

En effet, l'alésage important et l'hyperpression intra-médullaire contribuent largement à provoquer une embolie graisseuse.

La mise en place d'un drain de redon dans la lumière diaphysaire avant l'introduction du ciment et le forage de trous dans la diaphyse (en évitant de trop fragiliser l'os) seraient des alternatives dans la prévention de ces complications.

En dehors du risque lié à la technique de mise en place du ciment, il faut garder à l'esprit que la moyenne d'âge de ces patients était de 80 ans.

* * * * *

* En 1972, Rosborough (104) s'intéresse aux embolies graisseuses observées à la suite de la mise en place de PTH. Il constate que les embolies graisseuses sont rencontrées en grand nombre au cours des autopsies de personnes ayant reçu une PTH. Ces embolies ne sont pas propres aux prothèses scellées. Plusieurs cas d'arrêts cardiaques suivis de mort ont été signalés chez des sujets opérés pour fracture du col du fémur chez lesquels on met en place une prothèse céphalique non scellée, donc sans ciment. La mise en place en force de la prothèse est suivie d'un arrêt cardiaque. A l'autopsie, on retrouve des embolies graisseuses au niveau pulmonaire.

De plus, il est bon de rappeler que les massages cardiaques, pratiqués par voie externe à la suite d'arrêts cardiaques provoquent des embolies graisseuses au niveau pulmonaire. Ces dernières sont moins fréquentes au niveau cérébral.

Ainsi, pour Rosborough (104), le ciment osseux n'est pas responsable de la survenue d'une embolie graisseuse. Ce serait la technique de mise en place en force de la prothèse qui entraînerait la migration de moelle osseuse.

Il opérerait comme Sevitt (115), pour l'utilisation d'un drain de redon ou le percement de trous dans la diaphyse fémorale au niveau de la queue de la prothèse.

* * * * *

* En 1976, Karcenty (66), après différentes études et expérimentations que nous ne détaillerons pas conclut :

- 1- L'introduction du ciment et surtout de la prothèse provoque une augmentation importante des pressions intra-osseuses, augmentation qui est responsable d'une embolisation du contenu médullaire.
- 2- Cette embolisation se produit dès que de faibles élévations de pression sont atteintes.
- 3- Les valeurs maximales de l'hyperpression et des emboles graisseux sont constatées lors de la mise en place de la prothèse.
- 4- Cette hyperpression n'a aucun rapport avec la nature même du ciment osseux, et s'observe avec d'autres substances introduites en force dans le canal médullaire.

Dans l'encyclopédie médico-chirurgicale, on retrouve un paragraphe très intéressant rédigé par Eurin et Tarot (38) sur les accidents liés à l'utilisation du ciment acrylique. Ils rappellent brièvement les propriétés du ciment avant d'en venir aux risques proprement dits et à leur prévention.

Afin de réduire les risques d'embolie, ils suggèrent des mesures destinées à diminuer la pression intradiaphysaire.

Comme les auteurs précédemment cités, ils proposent la mise en place d'un drain de redon dans la lumière diaphysaire avant l'introduction du ciment, drain devant être retiré avant l'impaction de la prothèse. Ils soulignent que ce geste provoque vraisemblablement la pression la plus forte. Le forage de trous dans la diaphyse est une technique fragilisant l'os et qui ne doit pas pour cette raison être retenue.

Ainsi, la meilleure prévention semble être l'aspiration de la cavité médullaire avant le scellement.

* * * * *

* En 1995, 11 ans plus tard, les propos de Kamran (65) sur les mesures chirurgicales préventives sont les mêmes.

Il faut avant tout éviter l'hyperpression. Pour ce faire, un drainage efficace de la cavité médullaire et le remplissage rétrograde du fémur par le ciment doivent être associés (118).

On aura pris soin d'éliminer par de larges lavages, le contenu intracavitaire, fait de moelle et de résidus d'alésage.

* * * * *

Barre et ses collaborateurs (1) considèrent que la pression exercée dans la cavité médullaire est la condition sine qua non de l'embolisation. Son augmentation, sa durée et/ou sa répétition sont aussi des éléments critiques majeurs (112).

Le ciment est reconnu comme un facteur aggravant depuis 20 ans, pour la PTH. Sa responsabilité a été confirmée expérimentalement : la pression est multipliée par 19 au moment de la cimentation avec secondairement un deuxième pic équivalent lors de l'impaction de la prothèse. Lorsque la pression dépasse 150 mm Hg, elle est corrélée au nombre de thrombi intrapulmonaires localisés sur les coupes pulmonaires.

Les traitements préventifs sont :

* Chirurgicaux :

Il s'agit d'une part d'éliminer le contenu intra-cavitaire par le nettoyage de la cavité et d'autre part d'éviter l'hyperpression.

Cela ne fait que confirmer ce que Sevitt (115) écrivait déjà en 1972.

Barre et son équipe (1) recommandent aux chirurgiens d'agir avec beaucoup de douceur au cours des alésages, car la force qu'ils utilisent s'ajoute à celle de l'instrumentation.

Mais les traitements sont également :

* Anesthésiques :

Tout doit être prêt pour recevoir au mieux la charge embolique. Une suroxygénation est nécessaire pendant tous les gestes élevant la pression intra-cavitaire.

Le remplissage vasculaire doit maintenir une normovolémie.

Les indications de ciment chez le vieillard doivent tenir compte de l'état cardio-pulmonaire du patient.

* * * * *

Dans un article très récent, Elmaraghy et ses collaborateurs (36) étudient l'effet de l'alésage, du lavage et de la mise en place du ciment sous pression sur les taux de triglycérides et de cholestérol de la veine fémorale.

Ils font également le point sur le rôle du monomère dans la formation des embolies pulmonaires graisseuses.

Il existe deux théories pour expliquer la formation de ces embolies.

La première serait basée sur le fait que les embolies graisseuses seraient formées de dépôts de tissus adipeux, de moelle osseuse. Il a été montré qu'avec des pressions intramédullaires élevées, les composants médullaires des os longs (graisse, moelle, débris d'os) passaient dans la circulation pulmonaire (132).

La seconde théorie serait basée sur le fait que les embolies graisseuses seraient formées par des lipides sanguins qui auraient changé "d'état physique". Il y aurait ainsi une anomalie de la solubilité des graisses et une agrégation des chylomicrons. Dans les conditions normales, les lipides présents dans le sang sont liés à des protéines, formant ainsi les lipoprotéines. La mise en évidence d'embolie graisseuse pulmonaire dans les pancréatites, ostéomyélites (qui sont des phénomènes inflammatoires, sans aucune origine traumatique) confirme l'hypothèse selon laquelle une substance inconnue provoquerait l'agglutination des lipoprotéines plasmatiques.

Ces deux théories ne sont pas nécessairement indépendantes l'une de l'autre et la contribution des deux pourrait expliquer "l'évènement embolique".

Des études préalables ont mis en évidence des taux significatifs de monomère dans la circulation systémique pendant la mise en place d'une PTH cimentée (47, 54).

Aucune de ces études n'a cherché à montrer si le monomère jouait un rôle dans l'agglutination des lipoprotéines plasmatiques.

Pour Elmaraghy et ses collaborateurs (36), l'alésage, le lavage, la mise en place du ciment sous pression, n'ont pas d'effet sur le taux de triglycérides et de cholestérol de la veine fémorale (ipsilatérale).

De plus, la présence du monomère dans la circulation n'a pas d'incidence sur l'apparition d'une embolie graisseuse puisque celle-ci s'observe, que l'on utilise le ciment ou non (91).

Les conclusions de Elmaraghy et de ses collaborateurs (36) sont basées sur des résultats obtenus sur des modèles animaux. Aussi serait-il intéressant de réaliser des études cliniques sur l'homme, études ayant pour but de déterminer l'effet du monomère sur les lipoprotéines plasmatiques.

Ce dernier article de Janvier 1998 dégage des perspectives d'avenir. Depuis de nombreuses années, les chirurgiens orthopédistes pensent que l'alésage important et l'hyperpression intra-médullaire sont responsables de la survenue d'embolies graisseuses.

De plus, ils constatent que les embolies sont plus nombreuses lorsque l'on cimente les prothèses.

Certes, l'alésage et l'hyperpression sont des facteurs déterminants qu'il faut prendre en compte, mais le monomère n'agirait-il pas sur les lipoprotéines plasmatiques ?

Et si c'était le cas, par quel mécanisme ?

La voie de recherche que proposent Elmaraghy et son équipe (36) est fort intéressante. Des études réalisées sur l'homme, allant dans ce sens, nous permettront, peut-être, de mieux cerner le problème de l'embolie graisseuse lors des PTH cimentées.

6.3 Autres complications provoquées par le ciment

Nous avons pu rencontrer dans la littérature internationale d'autres accidents beaucoup moins fréquents que ceux précédemment cités. Il nous paraissait important de les faire figurer dans ce paragraphe même si la probabilité de les voir survenir reste très faible.

6.3.1 Brûlures cutanées

* **En 1971**, Jefferiss (63) rapporte un article dans le British Medical Journal sur trois cas de brûlures où la responsabilité du ciment ne semble pas faire de doute. Il s'agit de brûlures survenues à la suite d'une PTH cimentée. Durant l'intervention, le chirurgien a placé l'excès de méthacrylate sur les champs qui recouvraient l'abdomen de ses opérés en attendant que le ciment "prenne". Des brûlures peu étendues, mais du troisième degré sont constatées, dans les jours qui suivent l'acte opératoire.

6.3.2 Complications hématologiques

Les troubles hématologiques et les complications hémorragiques peropératoires ou postopératoires immédiats constatés après l'utilisation du ciment acrylique sont rares mais très souvent gravissimes.

Ainsi, Saint-Maurice (109), en 1975, signale deux cas de décès survenus à la suite de syndromes hémorragiques incontrôlables et trois cas de coagulations intra-vasculaires disséminées non mortelles.

6.3.3 Complications neurologiques

Des complications neurologiques postopératoires immédiates ont été signalées par de nombreux auteurs et sont de gravité variable, allant d'une confusion mentale régressive en quelques jours au coma plus ou moins prolongé pouvant entraîner le décès.

Mais, la responsabilité du ciment semble très discutée à propos de ces complications hémorragiques et neurologiques.

6.3.4 L'hypersensibilité au PMMA

Casati et ses collaborateurs (14) décrivent un cas d'hypersensibilité au ciment chez un patient ayant reçu une PTH de Charnley. Ils analysent les mesures thérapeutiques possibles et le mécanisme physiopathologique probable.

Le patient est un homme âgé de 71 ans, souffrant de coxarthrose. Il présente une hypertension qui est traitée par des antihypertenseurs et une bronchite chronique. On prélève sur ce malade avant l'intervention 950 ml de sang en vue d'une autotransfusion. On lui injecte 10 mg de morphine, 0,5 mg d'atropine et 2,5 mg de dropéridol par voie intramusculaire. A l'entrée dans la salle d'opération, la PA est de 140/70 mm Hg et la fréquence cardiaque de 65 battements par minute.

L'anesthésie générale est réalisée avec 300 mg de thiopental, 65 mg de succinylcholine, 0,5 à 1% de enflurane et des doses fractionnées de dropéridol. On surveillera en permanence l'électrocardiogramme et la pression artérielle sanguine pendant l'intervention.

Tout se passe normalement jusqu'à ce que le chirurgien applique le ciment dans le cotyle. Survient alors une baisse de la pression artérielle : 110/70 jusqu'à 80/60 mm Hg. Par contre, aucune variation de la fréquence cardiaque n'est notée. A ce moment là, l'autotransfusion est réalisée. 15 minutes plus tard, le ciment est appliqué dans le fémur. Avant d'appliquer le ciment, le chirurgien avait pris soin d'injecter 250 mg d'hydrocortisone. Une grave hypotension à 50/30 mm Hg ainsi qu'une bradycardie à 50 battements par minute, apparaissent trois minutes plus tard. Une cyanose est observée. A l'auscultation pulmonaire, on reconnaît des sifflements dans les expirations, un bronchospasme.

1 gramme de 6 méthyl-prednisolone et 2 mg/min d'aminophylline sont administrés. A ce moment, on note l'apparition de quelques petites pustules sur la partie supérieure du thorax. Après l'injection de dopamine, la PA commence à remonter : 75/55 mm Hg avec une fréquence cardiaque de 70 battements par minute.

15 minutes plus tard, la PA est à 100/60 mm Hg. On arrête alors la perfusion de dopamine. Sur le plan respiratoire, tout se passe normalement. L'intervention se termine mais on note la présence de volumineuses pustules au niveau des membres inférieurs. Le réveil se fait dans les temps et modes habituels ; les manifestations cutanées s'atténuent notablement pour disparaître en quatre heures environ.

Commentaire :

Casati et ses collaborateurs (14), sur des centaines d'interventions ayant nécessité du PMMA n'ont jamais enregistré d'arrêts cardiaques mortels mais de nombreux cas de bradycardie et d'hypotension sévères.

En ce qui concerne les réactions de nature allergique, elles restent un événement rarissime.

Les auteurs entendent par réaction anaphylactique le syndrome clinique d'une hypersensibilité caractérisée par des altérations au niveau de la micro-circulation et de la musculature bronchique.

Ils retiennent que la pathogénèse de cette réaction est due à la libération d'histamine. Deux mécanismes sont évoqués :

- . Choc anaphylactique vrai correspondant à une hypersensibilité de type I, liée aux IgE. Cette hypothèse suppose une sensibilisation par contact préalable avec l'allergène, en l'occurrence dans ce cas, le ciment dentaire.

- . Choc anaphylactoïde du à l'action directe du PMMA sur les récepteurs des mastocytes provoquant ainsi leur dégranulation. Ce peut être aussi une action indirecte du PMMA, qui en activant le système du complément, provoque ainsi la libération de C3a et C5a (anaphylatoxines) qui se fixent sur les mastocytes et induisent leur dégranulation.

La clinique, les risques et le traitement sont identiques.

La pathologie respiratoire dont souffrait le patient a probablement contribué à rendre plus sévère une telle réaction en diminuant l'élimination du monomère acrylique qui arrive au niveau pulmonaire.

Nous ne ferons que citer sans les développer les allergies de contact qui sont susceptibles de se produire chez ceux qui manipulent le ciment et non chez ceux qui le reçoivent à des fins thérapeutiques.

En conclusion, telles que nous venons de les décrire après les avoir observées ou relevées dans la littérature, les complications peropératoires et postopératoires immédiates qui sont susceptibles de survenir lors de PTH cimentées sont : soit des accidents fréquents et bénins (hypotension banale, bradycardie) soit des accidents graves mais très rares (arrêt cardiaque).

Dans ces conditions, la mortalité peropératoire ou postopératoire immédiate qui semble directement liée à l'utilisation du ciment acrylique existe. Cependant, comme nous l'avons déjà exprimé, il ne faut pas exagérer la fréquence de ces accidents et nous priver d'un matériau qui a déjà fait ses preuves.

7. LES ACCIDENTS
POSTOPERATOIRES TARDIFS

Le ciment acrylique, malgré ses effets nocifs, remplit habituellement son contrat à court et moyen terme.

Par contre, le devenir à 10 ou 15 ans, est beaucoup plus incertain et le descellement des pièces prothétiques traduit alors l'échec de la prothèse totale de hanche cimentée. On constate une résorption osseuse progressive autour de l'implant entouré de ciment.

Le descellement fait partie de l'histoire naturelle de tout implant cimenté. On résume cette situation en parlant de « maladie du ciment ».

Cependant, faut-il attribuer tous les descellements au ciment et comme l'on dit vulgairement « lui faire porter le chapeau ». ? Nous ne le croyons pas. En effet, les erreurs de techniques chirurgicales, les erreurs de « forme » des prothèses, l'usure du polyéthylène.... sont également des causes majeures de descellement. De nombreux travaux permettent de mieux cerner les raisons de ces descellements.

Avant de nous attarder sur les descellements aseptiques et septiques, nous parlerons brièvement des complications urologiques et de la compression du nerf sciatique survenant à la suite de la migration du ciment et dont les manifestations cliniques apparaissent quelques années après l'intervention.

7.1 Complications urologiques

* Un article de Weeler (126) en 1983, fait état de complications urologiques survenant après la mise en place d'une PTH cimentée. Il s'agit d'un patient âgé de 66 ans, hospitalisé pour une rétention urinaire, rétention précédée quelques jours auparavant par une grosse hématurie. Ce patient avait subi en 1973, un remplacement de la hanche gauche.

En septembre 1978, il présente une rétention urinaire, est hospitalisé et subit une prostatectomie.

En janvier 1979, il présente une nouvelle rétention urinaire. Il souffre alors de douleurs dans la hanche gauche et plusieurs épisodes de dysurie se succèdent.

En mai 1980, il est hospitalisé à nouveau pour hématurie sévère. L'examen cytobactériologique urinaire est négatif. Une cystoscopie révèle la présence de calculs dans la vessie et une exploration pelvienne montre la présence de ciment dans le pelvis.

* * * * *

* En 1989, Radford et Thomson (101) publient un article similaire. Il s'agit d'un homme de 71 ans ayant reçu une PTH. Il présente alors plusieurs épisodes d'infections urinaires traitées par antibiothérapie. Il subit une cystoscopie qui révèle la présence de ciment dans la vessie, ciment ayant migré durant la mise en place de la prothèse.

* * * * *

* En 1989 toujours, un cas de fistule vésico-cutanée trans-trochantérienne après une PTH est rapporté dans les annales d'urologie (122).

Il s'agit d'une femme de 76 ans hospitalisée pour bilan et traitement d'une fistule urinaire. En 1970, une coxarthrose invalidante conduit à la mise en place d'une PTH droite cimentée. Les suites opératoires se traduisent par un sepsis qui nécessite un an plus tard, l'ablation de la prothèse. Après cette deuxième intervention, une fistule urinaire apparaît. En 1979, la patiente est admise dans le service de néphrologie pour insuffisance rénale aiguë. Une radiographie du bassin montre une déminéralisation du massif trochantérien et une destruction acétabulaire.

La cystoscopie montre une vessie très inflammatoire dont la face latérale droite s'ouvre sur un grand orifice qui est en partie obstrué par une formation blanchâtre ressemblant à de l'os ou du ciment acrylique.

L'opération consiste en une incision du flanc droit puis en une libération de la face latérale droite de la vessie. Un bouchon de ciment de 3 centimètres de diamètre est alors extrait. Les suites sont marquées par une récurrence de la fistule et décès de la patiente par choc septique au quinzième jour postopératoire.

Cette protusion du ciment peut s'expliquer par la technique de préparation du cotyle :

- . fraisage en sous-chondral non contrôlé,
- . réalisation de points d'ancrage perforant la corticale endo-pelvienne au niveau pubien et iliaque interne.

La réaction exothermique de polymérisation du ciment induit une blessure thermique des tissus de voisinage (83).

Tostain et Gilloz (121) ont essayé de préciser le mode de fistulation vésicale au contact du ciment. Ils distinguent :

- . la fistulation précoce, directement liée à la réaction exothermique responsable d'une coagulation de la paroi vésicale avec création d'un escarre dont la détersion favorise la fistule,
- . la fistulation tardive résultat d'un granulome inflammatoire évolutif et d'une infection.

Ici, l'observation argumente la seconde hypothèse, la fistule étant survenue un an après la mise en place de la PTH et à la suite d'un sepsis ayant nécessité l'ablation prothétique.

Afin d'éviter ce type de complications dramatiques, il convient de dépister de façon précoce, une migration iatrogène de ciment dans la cavité pelvienne. Cela est rendu facile par l'incorporation de produit radio-opaque au sein du ciment.

Ainsi, un simple cliché postopératoire fait le diagnostic.

La migration accidentelle de ciment acrylique dans le pelvis lors de la pose d'une PTH peut être grevée de complications urologiques postopératoires. Face à une fistule urinaire, le traitement urologique doit être instauré sans retard si l'on ne veut pas ajouter à la morbidité du ciment (hématurie, compression) celle de la fistule (infection locale et/ou générale pouvant entraîner un risque vital). Mais ces complications urologiques sont rares et ne sauraient remettre en cause la légitimité des prothèses cimentées.

7.2 Compression du nerf sciatique

* En 1992, Oleksak et Edge (90) rapportent un cas de compression du nerf sciatique observé après la mise en place d'une prothèse cimentée.

Il s'agit d'une femme de 71 ans souffrant d'une ostéo-arthrite sévère pour laquelle elle reçoit une PTH gauche cimentée. Les suites postopératoires se déroulent correctement si ce n'est que la patiente commence à ressentir une douleur dans la jambe opérée, douleur due à une thrombose veineuse profonde.

Malgré un traitement par anticoagulants, la douleur persiste. La patiente rentre chez elle quatre semaines après l'intervention. Elle consulte les deuxième, troisième et sixième mois suivant l'opération. A chaque visite, elle décrit une douleur irradiant l'arrière de la cuisse gauche, jusqu'au pied.

A la palpation, le nerf sciatique se révèle douloureux. La marche devenant peu à peu difficile, la malade déprime. Une exploration du nerf sciatique révèle la présence d'une masse importante de ciment encerclant une partie du nerf. La masse est retirée avec prudence et trois mois plus tard, la patiente retrouve une démarche aisée, sans douleur.

Casagrande et Danahy (13) avaient déjà rapporté en 1971, un cas similaire que nous ne détaillerons pas.

Nous n'avons pas retrouvé dans la littérature française ou étrangère d'autres articles sur ce sujet. Aussi l'utilisation courante du PMMA ne saurait faire redouter des complications comme celles précédemment décrites.

7.3 Descellements

7.3.1 Descellements aseptiques

Bien que depuis 30 ans, les résultats des prothèses totales de hanches aient fait des progrès considérables, il n'en reste pas moins qu'une prothèse n'est pas « une hanche normale ». En effet, quelle que soit l'amélioration des matériaux utilisés, des formes étudiées, de la technique opératoire, la PTH va être soumise à des contraintes plus ou moins importantes suivant l'utilisation qu'en fera le patient. Construite pour le moment avec des matériaux inertes, la prothèse, à l'inverse de l'os humain, ne peut s'adapter à toutes les contraintes auxquelles est soumise l'articulation coxofémorale au cours des gestes de la vie courante.

Il est difficile d'imaginer un matériau anisotrope identique à l'os. Les matériaux utilisés sont donc un compromis entre une solidité « à toute épreuve » et une élasticité se rapprochant le plus possible de celle de l'os qui n'est d'ailleurs pas la même à tous les âges, ni chez les sujets du même âge et/ou du même sexe.

Il a longtemps été considéré que les mécanismes prédominants du descellement des prothèses articulaires étaient mécaniques, et par exemple liés aux forces de frottement excessives entre les pièces articulaires, ou aux propriétés mécaniques insuffisantes du ciment. Ceci a orienté prioritairement les recherches sur l'ancrage direct des prothèses dans l'os, tant en Europe qu'aux Etats-Unis.

Cependant, depuis plus de 10 ans, les auteurs européens ont mis l'accent sur la prédominance des facteurs biologiques et notamment sur la réaction aux particules provenant de l'usure des surfaces articulaires, ou la morbidité des implants (76).

Ainsi, la décennie qui vient de s'écouler a permis de mettre en évidence le caractère secondaire des polémiques « prothèses avec ou sans ciment » montrant que, quel que soit le mécanisme de fixation, toutes les prothèses sont soumises aux mêmes principes biologiques : la réaction de l'organisme aux corps étrangers microscopiques. Ces mécanismes eux-mêmes ne sont pas spécifiques des arthroplasties, mais font appel aux processus généraux de l'inflammation et à ses médiateurs.

Les descellements aseptiques sont un véritable problème en raison de l'inconfort que cela représente pour le patient. Le retentissement fonctionnel apparaît parfois plusieurs années après la pose de la prothèse.

Le début de la résorption osseuse conduit à une reprise chirurgicale dans des conditions techniques extrêmement difficiles.

7.3.1.1 Mécanisme des descellements aseptiques

A partir du moment où une prothèse est fixée, deux facteurs peuvent compromettre cette fixation, réalisant le descellement : des facteurs mécaniques ou biologiques.

*** Facteurs mécaniques**

Les causes mécaniques des descellements sont multiples. Comme nous l'avons précisé précédemment, le ciment n'est pas le seul élément à prendre en compte dans la survenue d'une telle complication.

En effet, il ne faut pas négliger les causes dues aux patients et certains facteurs de risque (11) :

- . l'âge jeune (inférieur à 50 ans) est un facteur de risque classique en raison de l'activité de ces patients.
- . la nécrose idiopathique de la tête fémorale survient chez les patients en général jeunes, volontiers indisciplinés.
- . la polyarthrite rhumatoïde : le support osseux est d'une qualité souvent moins bonne.
- . l'obésité entraîne une surcharge mécanique sur les implants, ce qui augmente les forces de cisaillement.
- . le vieillissement osseux.

Il existe également des causes dues à l'implant fémoral.

Des prothèses présentant un dessin inadéquat sont susceptibles d'entraîner des pics de contraintes sur l'os et le ciment, ce qui peut provoquer rapidement des fractures du fourreau cimenté.

Il nous paraissait important de citer ces causes, même si elles ne sont pas spécifiques des prothèses cimentées, pour mieux comprendre la physiopathologie des descellements.

Etudions maintenant les causes dues au ciment proprement dit.

Un descellement mécanique d'une prothèse cimentée survient lorsque le méthacrylate se fragmente par fatigue. Ceci survient aux zones où les contraintes sont trop importantes (contours aigus d'une prothèse) ou dans des régions où l'épaisseur de ciment est très faible, l'exposant aux micromobilités (76). Cependant, il est difficile de savoir quelle est la solution optimale en ce qui concerne l'épaisseur du ciment. En principe, il faudrait avoir une épaisseur uniforme de 2 à 3 mm permettant une bonne répartition des contraintes. Petit à petit, les fissurations se propagent au sein de la masse de ciment. Il y a alors une mobilisation, d'abord microscopique, entre os et ciment, et ciment et prothèse (105).

Cette mobilisation va en s'aggravant, le descellement devenant macroscopique et cliniquement douloureux.

En fait, en raison des multiples variations de la forme et de l'architecture des pièces prothétiques fémorales cimentées, le comportement mécanique de la prothèse dans son fourreau de ciment et dans l'os est extrêmement différent d'un modèle à l'autre et chaque type porte en lui même bien souvent la raison de son échec.

Un autre inconvénient de la détérioration de l'étui de ciment est que le liquide articulaire peut se propager dans l'interstice ciment/prothèse, entraînant avec lui des débris de polyéthylène provenant de l'usure de la cupule. Ainsi s'expliquerait le fait que certaines géodes diaphysaires sont à l'examen microscopique des granulomes non pas au ciment, mais au polyéthylène (76).

La qualité des ciments est loin d'être univoque et la mise au point de ciments basse viscosité a apporté une nette amélioration mécanique : le gain en compression est de l'ordre de 30 % par rapport aux ciments classiques ; ceci est notamment lié au fait que la basse viscosité facilite l'élimination des bulles à l'intérieur du ciment et le rend donc beaucoup plus homogène.

Le mode de préparation du ciment lui même intervient fortement et un mélange inadapté, ne laissant pas reposer le ciment pour en éliminer les bulles, l'introduisant dans les diaphyses contenant du sang, peut en diminuer les caractéristiques mécaniques de plus de 30 %.

L'effort du chirurgien doit donc en toute priorité porter sur le choix du ciment (72). Caenen (11) pense que la réaction exothermique due à la polymérisation entraîne une nécrose osseuse qui ne pourrait cicatriser que sur un mode fibreux. La jonction ciment/os est primordiale et directement liée à la technique. Force est malheureusement de constater que nombre de détracteurs du ciment ne l'ont jamais utilisé de façon correcte. Le ciment basse viscosité doit être introduit de façon rétrograde dans une diaphyse obturée, et après un lavage pulsé parfait, éliminant les débris osseux et sanguins. On obtient alors une intimité étroite de l'os et du ciment.

L'interface ciment/prothèse est également importante puisque c'est à ce niveau que s'initient bien des fissures du ciment. Il est donc nécessaire qu'une adhérence parfaite du ciment sur la tige soit réalisée.

* Facteurs biologiques

Ils sont représentés essentiellement par l'ostéolyse due aux différents débris de métal, de polyéthylène ou de PMMA. Ainsi, si les prothèses sans ciment ne connaissent pas les méfaits de l'ostéolyse due au PMMA, elles ne sont en revanche pas épargnées par les ostéolyses dues aux débris métalliques et celles dues aux débris de polyéthylène (49).

Les débris métalliques peuvent provenir de l'usure d'une tête métallique sur un cotyle de même nature, ou sur la coquille de renforcement d'un cotyle en polyéthylène après usure complète de celui-ci mais c'est surtout la tige qui est à l'origine de la production de ces débris : par micromobilité sur l'os d'une prothèse non cimentée avec fixation primaire insuffisante ou par mobilité à l'intérieur de son étui de ciment d'une prothèse mal dimensionnée (71).

Les débris de polyéthylène proviennent de l'usure d'un cône en polyéthylène. Souvent extrêmement fins, ils sont véhiculés par le liquide articulaire et déclenchent une réaction à corps étranger sous forme de granulome dont le pouvoir ostéolytique est important. Au niveau du fémur, les débris sont également le principal responsable des ostéolyses géodiques du calcar.

Il est certain que l'usure du polyéthylène est un phénomène inéluctable, qui est chiffré de manière quasi linéaire dans le temps.

Un chiffre d'usure de 0,1 mm à 0,2 mm par an semble retrouvé comme valeur habituelle de référence de l'usure. Une usure de polyéthylène de 0,2 mm par an produit 40 millions de particules par an, soit un volume particulaire de 50 mm³ (11).

Venons en aux *débris de PMMA* qui nous intéressent plus particulièrement. Le ciment est l'élément le plus fragile de la chaîne os-ciment-prothèse.

Les débris de méthacrylate proviennent le plus souvent du ciment qui entoure la tige, soit qu'il s'agisse d'une fragmentation du manteau de ciment exposé à des contraintes localisées, soit que le ciment soit usé par les micromouvements d'interface liés à une tige trop fine et déformable.

Il existe entre le ciment et l'os une épaisse membrane fibreuse que l'on a appelé membrane pseudo-synoviale du fait de sa structure histologique comparable à celle d'une membrane synoviale (21). Cette membrane pseudo-synoviale contient des macrophages, des cellules géantes, des débris de PMMA, mais aussi de polyéthylène et de métaux. La quantité importante de PMMA observée dans ces membranes a suggéré que les lésions ostéolytiques périprothétiques étaient dues à ces débris. Certains auteurs ont même parlé de « maladie du ciment » (11). En effet, il semble que cette membrane synoviale se développe du fait du descellement : elle en serait la conséquence et non la cause. Le vieillissement du PMMA comme nous l'avons vu précédemment, conduit à une perte de ses propriétés mécaniques ; il se fragmente ce qui provoque des micromouvements de la tige prothétique et une migration des débris d'usure.

Ceci aboutit à une modification de l'interface tissu-PMMA avec l'apparition d'une membrane pseudo-synoviale. Les débris d'usure sont phagocytés par les macrophages de cette membrane ; on parle de granulome macrophagique.

Ces derniers, incapables de les dégrader, les accumulent dans leur cytoplasme. Progressivement, une surcharge de débris apparaît et conduit à l'activation des macrophages qui deviennent plus mobiles. Ceux-ci vont sécréter des enzymes et des cytokines : collagénase, protéases, prostaglandine E2, interleukine-1 (IL-1), interleukine-6 (IL-6), tumor necrotic factor (TNF). Ces cytokines activent alors les ostéoclastes. Une résorption osseuse locale se produit, favorisant les micromouvements de l'implant qui augmentent à leur tour la production locale de débris d'usure et facilitent la migration des particules de polyéthylène depuis les surfaces articulaires. Une fois initiée, cette réaction macrophagique conduit à une ostéolyse péri-prothétique pouvant conduire au descellement.

Il ne s'agit pas d'une réaction immunitaire pour Conté (21), les lymphocytes T et B étant rarement observés dans les membranes d'interface mais d'une réponse inflammatoire chronique non spécifique.

S'il est sûr que les débris de PMMA jouent un rôle dans l'activation des macrophages, ils ne sont pas les seuls : les débris de polyéthylène et de métaux jouent aussi un rôle très important. La preuve nous en est donnée par l'observation de lésions ostéolytiques au contact de prothèses non cimentées descellées. Ainsi, depuis quelques années, l'intérêt porté par les chirurgiens orthopédistes aux débris d'usure des arthroplasties sans ciment n'a cessé de croître.

Les améliorations technologiques apportées depuis une quinzaine d'années à la fabrication des implants prothétiques ont notablement diminué le phénomène d'usure. Malgré cela, la production in vivo de débris reste encore un problème préoccupant, pouvant conduire à l'échec de l'arthroplastie. Aussi, les chirurgiens doivent-ils exiger des garanties de la part des fabricants concernant les technologies mises en œuvre et les tests effectués.

Les discussions « avec ou sans ciment » resteront d'intérêt limité tant que l'on n'aura pas mis au point des couples prothétiques à faibles débris d'usure puisque ceux-ci sont capables d'entraîner des descellements de la prothèse la mieux fixée.

7.3.1.2 Diagnostic des descellements aseptiques

Le diagnostic repose essentiellement sur la clinique et l'examen radiologique (99, 58, 11).

* Diagnostic clinique

Les signes d'appel clinique, quand ils existent, sont les suivants :

. la douleur : elle peut être sourde et imprécise, irradiant volontiers au genou ; typiquement, elle est localisée à la face antérieure et externe de la cuisse.

Cette douleur est classiquement déclenchée par la mise en charge, de caractère mécanique. Elle est souvent exacerbée par les changements de position.

Parfois, la palpation du fémur est douloureuse. Des symptômes douloureux peuvent être plus frustrés et les signes n'apparaître qu'après une marche forcée ou lors d'activité physique importante.

Ainsi, la douleur peut n'amener à la consultation qu'assez tardivement, lorsque les signes radiologiques existent depuis longtemps.

Les autres symptômes sont moins évocateurs quand ils sont isolés :

. l'apparition d'une « boiterie »,

. la sensation d'instabilité à la marche,

. le raccourcissement progressif du membre inférieur (pouvant s'observer en cas de migration importante des composants prothétiques).

* Diagnostic radiologique

Il repose sur des radiographies standard et des tomographies.

Le signe radiologique principal est l'apparition d'un liseré clair entre ciment et os. Il ne sera visible que si le ciment a été opacifié ; si cette précaution n'a pas été prise, l'interprétation de la radiographie est beaucoup plus difficile, tant que les constituants de la prothèse n'ont pas pris un jeu assez important pour en modifier la position. Mais ce liseré, souvent présent sur le cotyle, n'a pas toujours une signification fâcheuse.

Sont importants les liserés étendus, assez larges, qui font le tour de la jonction os-ciment, surtout lorsqu'ils progressent petit à petit, et encore plus s'ils prédominent en bas.

Du côté fémoral, toute apparition du liseré est d'emblée inquiétante (99).

On peut également avoir recours à des examens paracliniques :

Le scanner n'a pas sa place du fait des images parasites liées au métal. Il en est de même pour l'imagerie par résonance magnétique (I.R.M.). Seule la scintigraphie osseuse peut dans certains cas précis, aider au diagnostic.

7.3.1.3 Traitement des descellements aseptiques

Le descellement radiologique isolé, tel qu'il est représenté par l'enfoncement de quelques millimètres de la prothèse cimentée dans son fourreau de ciment, ou de l'ensemble prothèse-ciment dans le fût fémoral, ne relève pas de la chirurgie mais seulement d'une surveillance radio-clinique tant qu'il reste asymptomatique.

Deux éléments décident en fait de la réintervention. La gêne fonctionnelle (douleur, boiterie) et la certitude d'une mobilité de la prothèse sur l'os. Elles vont souvent de pair.

Ablation des pièces cimentées

* Au niveau du cotyle, le ciment peut venir par un mouvement de levier. S'il est très fortement fixé, il peut paraître nécessaire d'employer un jeu de gouges et de ciseaux (99).

* Au niveau du fémur, la tige cimentée sort de son fourreau de ciment lorsque l'on a pris soin de retirer le ciment situé au dos de la convexité de la tige. Une certaine difficulté peut résider dans l'ablation des derniers centimètres de ciment situés au-delà de l'extrémité de la tige prothétique et qui restent généralement parfaitement adhérents à l'os dans une région où celui-ci est courbe. Il est alors souvent nécessaire

d'attaquer le ciment avec une longue fraise ou une mèche montée sur un moteur. On peut ainsi enlever une grande partie de ciment et fragiliser le reste qui se laissera casser.

Signalons toutefois qu'il n'est pas toujours nécessaire, dans les descellements aseptiques, d'extraire la totalité du ciment. On peut abandonner un bouchon terminal lointain s'il n'empêche pas l'implantation de la tige qui a été choisie pour la reprise.

Le préparation du canal médullaire est un temps essentiel. Les corticales sont revêtues d'une membrane fibreuse qui leur adhère parfois fortement et qu'il faut absolument évacuer.

Le travail à la curette, à la fraise y parvient plus ou moins facilement.

Un contrôle visuel après lavage est toujours indispensable. Il ne faut pas naturellement dans ce nettoyage aller au-delà de l'ablation de ce tissu fibreux au risque d'affaiblir davantage les corticales déjà altérées. A ce stade de l'intervention, plusieurs attitudes sont possibles en fonction essentiellement de la nature et de l'étendue des dégâts osseux.

Le rescellement d'une nouvelle pièce fémorale consiste, après avoir obturé le canal médullaire sous l'extrémité de la prothèse, à le remplir de PMMA et à implanter une nouvelle prothèse.

Des résultats décevants ont poussé les chirurgiens à s'orienter vers d'autres techniques.

Une solution consiste à reconstruire par de l'os les dégâts osseux fémoraux sévères pour revenir à une anatomie proche de la normale avant toute implantation d'une nouvelle prothèse. Ceci peut être réalisé par des greffes et en général des allogreffes spongieuses ou corticales.

Le traitement des descellements fémoraux aseptiques est une entreprise difficile, dont le résultat à long terme demeure très incertain.

La prothèse de révision, encore plus que la prothèse de première intention, doit avoir une morphologie adéquate et une architecture correcte pour un comportement mécanique sain, quel que soit son mode de fixation à l'os, cimentée ou non, si l'on veut que le résultat soit durable.

7.3.2 Descellements septiques

Lorsqu'une PTH se descelle septiquement, le chirurgien est confronté d'une part au problème classique du descellement, d'autre part à une infection.

Le sepsis sur prothèse de hanche est une complication dramatique et redoutée de la chirurgie osseuse. En effet, si elle n'a qu'exceptionnellement des conséquences vitales, elle entraîne habituellement une très longue hospitalisation et plusieurs réinterventions pour tenter de minimiser ses conséquences fonctionnelles.

Elle compromet dans tous les cas le devenir de l'articulation.

Outre les conséquences fonctionnelles qu'elle entraîne, l'infection est également une complication lourde de conséquences socio-économiques de part la durée d'incapacité et la complexité du traitement.

En moyenne, le malade victime d'une infection est hospitalisé cinq fois plus longtemps que le malade ne présentant pas d'infection et doit se soumettre beaucoup plus souvent que ce dernier aux contrôles ultérieurs lors de consultations externes (45).

Au début des années 60, de nombreuses équipes rapportaient dans leurs séries initiales de prothèses totales de hanche 10 % d'infections postopératoires. Charnley a même considéré très tôt que l'intérêt de la prothèse totale de hanche était discutable si le taux d'infections profondes devait rester tel qu'il était au début de son expérience, c'est-à-dire 6,8 %. Actuellement, le taux d'infections serait de 1 à 2 % voire même moins de 1 % selon les séries (42).

Les infections sont dues dans la majorité des cas à un seul germe.

Les infections polymicrobiennes sont peu fréquentes.

Les germes habituellement rencontrés sont *Staphylococcus aureus* et les staphylocoques coagulase négative.

7.3.2.1 Facteurs favorisant l'infection

Une infection peut survenir au cours de n'importe quelle intervention. Elle n'est pas spécifique des prothèses de hanche cimentées.

Les facteurs favorisant son apparition sont très nombreux (45, 89).

Sans entrer dans les détails, nous ne ferons que les citer :

* Facteurs locaux

- . la prothèse,
- . les reprises de prothèse totale de hanche,
- . les interventions sur ancienne arthrite de hanche.

* Facteurs généraux

Certaines affections classiquement connues pour diminuer les défenses de l'organisme sont susceptibles de favoriser la survenue d'un sepsis :

- . infection intercurrente (dentaire, urinaire, cutanée,...)
- . diabète,
- . affection affaiblissant le système immunitaire : dénutrition, maladies du sang, sida...
- . traitements immunodépresseurs : corticoïdes, cyclosporine, cytostatiques,
- . insuffisances rénales et hépatiques sévères.

Mais d'autres maladies inflammatoires et auto-immunes sont également en cause :

- . polyarthrite rhumatoïde,
- . psoriasis,
- . lupus érythémateux disséminé.

* Facteurs divers

Ils sont très controversés. La durée de l'intervention, le séjour prolongé du patient en milieu hospitalier, l'éventuelle obésité du patient, les complications post-opératoires siégeant au niveau de la plaie, la survenue d'un hématome sont pour certains, dont Salvati et ses collaborateurs (111) autant de facteurs pouvant influencer la survenue d'un sepsis et ce, de manière non spécifique à la hanche.

Mais ces données classiques sont pour certaines remises en cause par une étude récente de Wymemga et Muytjens (133) effectuée sur 2651 hanches. Ils excluent la surcharge pondérale, le nombre de jours d'hospitalisation, les infections urinaires préopératoires, l'utilisation de corticoïdes comme risque de survenue d'un sepsis.

Tous les auteurs s'accordent pour dire que la peau du malade et celle du chirurgien sont de véritables portes d'entrée pour les microbes. En conséquence, des conditions très rigoureuses d'asepsie sont à respecter. Il en est bien évidemment de même de la salle d'opération.

Le PMMA est-il un facteur favorisant ?

De plusieurs manières le ciment peut être mis en cause dans la survenue d'un sepsis. Le ciment peut entraîner un sepsis sur un mode direct ou indirect.

* Mode direct

La poudre et le liquide qui constituent le ciment sont dans un conditionnement stérile. Rappelons que le mélange est préparé extemporanément. Aussi, toute erreur de manipulation, au moment de l'intervention, peut entraîner l'apparition d'un microbe dans le ciment.

Mais il peut y avoir une contamination à un deuxième niveau. En effet, le ciment est injecté à l'aide d'une seringue ou d'un pistolet. Théoriquement, ces matériaux sont stérilisés mais une souillure est toujours possible. Il en est d'ailleurs de même pour tous les instruments.

* Mode indirect

Un foyer infectieux latent (dentaire, urinaire, cutanée...) non éradiqué avant l'intervention est une source de contamination.

Le germe peut alors passer dans la circulation sanguine et gagner progressivement l'interface ciment/os. Le ciment est donc responsable indirectement de l'infection. Plus exactement, c'est l'interface qui est responsable. Une réaction inflammatoire se produit alors, compromettant ainsi la stabilité de la prothèse. On aboutit finalement au descellement septique.

Les deux études que nous allons citer ci-dessous sont à considérer avec prudence car nous n'avons pas retrouvé dans la littérature d'autres études pouvant les infirmer ou confirmer. Ainsi Petty (95) montre *in vitro* que le PMMA altère les mécanismes de défense de l'organisme avec diminution de la phagocytose et inhibition de la migration des polynucléaires. De plus, la chaleur dégagée par sa polymérisation est un composant de la nécrose osseuse qui contribue à la formation d'un excellent milieu de culture.

Les expériences *in vitro* de Green (50) ont montré que le PMMA inhibait la phagocytose aux *Candida albicans*.

7.3.2.2 Diagnostic des descellements septiques

Le diagnostic du descellement aseptique a été décrit précédemment.

Le problème qui se pose maintenant est de pouvoir différencier le descellement aseptique du descellement septique car cela conditionne le traitement ultérieur (99).

Tout doit être mis en œuvre pour essayer de préciser ce point même si ce n'est pas toujours facile.

Le diagnostic du descellement septique peut être :

évident : sepsis apparaissant rapidement dès les premières semaines, sous la forme d'une infection majeure au niveau de la cicatrice.

difficile : sepsis apparaissant après un temps de latence souvent important, plusieurs mois.

Souvent, le déroulement du suivi de l'intervention n'a jamais été parfait dans les infections. Dans les premières semaines, la prothèse n'était pas indolore. Parfois même, la courbe de température des semaines postopératoires n'était pas vraiment normale, encore faut-il disposer de cette courbe.

L'examen clinique n'a par contre, pas grande valeur. Les caractères de la douleur n'ont rien de particulier, en dehors du fait qu'elle reste une plainte constante malgré des examens souvent peu alarmants.

La leucocytose est souvent normale.

La vitesse de sédimentation est beaucoup plus intéressante mais sa valeur peut être augmentée dans d'autres pathologies d'ordre général. Une interprétation critique des résultats est donc nécessaire. Très élevée, sans autre cause, elle est un signe de septicité, mais c'est rare. Très basse, elle est en faveur du caractère aseptique mais il n'est pas formel. Plus souvent, elle est moyennement accélérée, dans un cas comme dans l'autre. Mais au total, on trouve là encore souvent un élément d'orientation plus que de certitude.

La radiographie est très importante.

Les signes principaux de septicité sont surtout sur le fémur :

- . résorption osseuse tout spécialement au niveau de l'éperon de Merckel : celui-ci a un aspect « grignoté » et plus irrégulier que lors des descellements aseptiques,
- . appositions périostées d'apparition souvent précoce,
- . ossifications périprothétiques non spécifiques,
- . géodes érodant la corticale,
- . liséré étendu, d'évolution rapide.

La scintigraphie peut, là encore, orienter le diagnostic.

Ces signes pris isolément ne sont pas spécifiques mais la présence de plusieurs images suspectes, leur évolutivité et surtout leur association à une symptomatologie douloureuse et à un bilan biologique perturbé feront craindre l'issue septique de l'arthroplastie.

Au terme de ces recherches, les cas où l'hésitation demeure existent. La certitude ne peut être donnée que par la mise en évidence du germe responsable. Il faut alors réaliser une ponction de la hanche. Elle est facile et anodine et permet l'analyse cytologique du liquide articulaire et sa culture (99).

7.3.2.3 Traitement des descellements septiques

Le traitement a deux objectifs : l'éradication du processus infectieux et dans la mesure du possible, la restauration de la fonction.

On peut envisager de conserver la prothèse. Mais aucune intervention conservatrice (associant nettoyage chirurgical et une antibiothérapie) n'est assurée de succès. On préfère réaliser une ablation de la prothèse.

La conduite de l'intervention est à peu près la même que dans les descellements aseptiques. Elle est relativement facilitée par le fait que le granulome inflammatoire a, en général, complètement séparé os et ciment et que l'extraction de celui-ci en est facilitée.

Une excision complète de tous les tissus mous infectés s'impose. Les antibiotiques sont d'une aide majeure. Leur adjonction au ciment paraît tout à fait recommandable. Des antibiotiques par voie générale doivent être donnés jusqu'au retour à la normale de la vitesse de sédimentation. L'irrigation-lavage est très utile lorsque les lésions sont très étendues dans les parties molles. Peut-être moins, lorsque le problème semble localisé à l'interface os/ciment. Mais elle n'impose que des contraintes minimales et paraît sans danger, autant de raisons pour ne pas hésiter à y recourir.

La nouvelle prothèse est alors mise en place.

7.3.2.4 Ciment aux antibiotiques

C'est Buchholz (8) qui a eu l'idée en 1970 d'utiliser le PMMA comme vecteur d'antibiotique. De nombreux couples ciment-antibiotique ont été testés depuis, mais peu ont répondu aux exigences d'un tel mélange (50).

Le cahier des charges du mélange ciment-antibiotique peut se résumer ainsi :

* En ce qui concerne l'antibiotique :

- . pas d'altération du fait de la chaleur de polymérisation,
- . bonne diffusion dans le ciment,
- . haute concentration locale,
- . pas de risque de toxicité générale,
- . pas d'allergie.

* En ce qui concerne le ciment :

- . pas ou peu d'altération des propriétés mécaniques.

Reprenons point par point ce cahier des charges :

. **chaleur et ciment aux antibiotiques** : Hernigou et ses collaborateurs (56) définissent le rapport qui existe entre l'élévation de température au contact du ciment et la quantité d'antibiotique restant et efficace. Jusqu'à 70 % d'élévation thermique, même les antibiotiques donnés pour être les moins stables (pénicillines) restent encore efficaces.

. **Diffusion dans le ciment**. Peut-on mettre n'importe quel antibiotique dans n'importe quel ciment ? La réponse est non : la diffusion de l'antibiotique fait intervenir sa granulométrie qui doit être compatible, comme pour les opacifiants, avec celle du PMMA.

. **Haute concentration locale** : de nombreux travaux cliniques ont été consacrés à la pharmacocinétique des antibiotiques et notamment de la gentamicine qui est souvent incorporée dans le ciment (74, 75).

On peut distinguer :

- le taux précoce dans les tissus péri-prothétiques (liquide de drainage, moelle osseuse). Il est très élevé d'emblée, atteignant des concentrations 4 à 8 fois supérieures à la concentration minimum inhibitrice (CMI).

- Le taux osseux : ce taux est d'emblée à un taux bactéricide (4 fois la CMI) et, fait essentiel, persiste à un niveau équivalent au delà de un an. Plusieurs travaux concordent pour dire que c'est au bout de deux ans que cet effet s'épuise.

Ce taux est de 10 à 20 fois supérieur à celui que l'on obtiendrait par injection si l'on demeure au-dessous des taux sanguins toxiques.

Cependant, la gentamicine mériterait, malgré sa bonne tolérance, d'être remplacée par un antibiotique à spectre plus large puisqu'elle est notamment inefficace sur 40 % des staphylocoques et streptocoques.

. **Pas de risque de toxicité générale.** Il n'y a pas de risque. En effet, le taux sanguin est très faible et de surcroît fugace. A 48 heures, ce taux n'est plus décelable. Si l'on utilise de la gentamicine appartenant à la famille des aminosides, il n'y a aucun risque d'ototoxicité ou de néphrotoxicité.

. **Pas d'allergie.** Attention avec les céphalosporines. Avec la Vancomycine, glycopeptide tricyclique, des tests allergiques préalables s'imposent systématiquement.

. **Pas ou peu d'altération des propriétés mécaniques** : quelles que soient les techniques de préparation industrielle, la dégradation des propriétés mécaniques est faible et chiffrée de 5 à 10 % en fonction des ciments et des antibiotiques.

Par contre, un mélange manuel aboutit à une inhomogénéité, qui peut réduire de 25 % la résistance mécanique du ciment.

Remarque :

Pour un antibiotique, ce qui compte, c'est non seulement la stabilité de la molécule, mais également sa capacité de liaison aux protéines plasmatiques. En effet, si un antibiotique se fixe sur les protéines plasmatiques, il n'aura pas d'action intra-focale. Certains n'ont quasiment aucune fixation protéique ce qui veut dire que tout antibiotique relargué du ciment est utilisable. Hernigou et son équipe (56) citent l'exemple comparatif de la tobramycine et de la vancomycine. Cet antibiotique fixé à 50 % sur les protéines est donc moins utilisable que la tobramycine.

Dans le cadre des reprises de prothèses septiques, l'antibiogramme réalisé à partir de prélèvements locaux a une valeur relative. En effet, ce n'est pas parce qu'un germe est résistant sur l'antibiogramme réalisé que cet antibiotique sera inefficace car les doses apportées localement par le ciment aux antibiotiques sont bien plus importantes.

Le ciment aux antibiotiques a largement confirmé les espoirs qu'avaient fait naître les études pharmacocinétiques dans le traitement des reprises pour descellements septiques.

Est-il légitime de l'utiliser de manière systématique dans une arthroplastie de première intention ?

Ne risque-t-on pas de sélectionner des résistances ?

8. DEVENIR A LONG TERME DES
PROTHESES DE HANCHE
CIMENTEES

L'étude des résultats à long terme d'une intervention quelle que soit sa nature est toujours très difficile pour plusieurs raisons mais encore plus dans le cas de la prothèse totale de hanche.

En effet, dans la période initiale tout au moins, cette intervention était réservée à des sujets ayant dépassé la cinquantaine.

Un bon nombre d'entre eux a aujourd'hui disparu.

Par ailleurs, de nombreux patients ont eu d'autres problèmes médicaux, orthopédiques ou non, qui rendent d'une part le transport difficile, d'autre part l'évaluation clinique parfois impossible.

Certains ont des altérations cérébrales. Il paraît donc très clair que l'on n'arrive jamais à une évaluation à 100 % (124).

* * * * *

L'article le plus ancien que l'on a retrouvé dans la littérature est un article de 1986 concernant le devenir à plus de 10 ans d'une série homogène de 467 prothèses totales de hanche de type Charnley-Müller. Ces prothèses ont été posées entre 1969 et 1974. Les grandes séries homogènes ne sont en effet guère utilisables avant 1970, les méthodes étant encore mal maîtrisées et les matériels souvent inadaptés.

167 dossiers complets ont pu être colligés. L'âge moyen d'implantation est de 63 ans au moment de l'intervention avec des extrêmes allant de 42 à 84 ans.

98 prothèses ont été posées chez des femmes, 69 chez des hommes.

La fixation est assurée par du ciment CMW radio-opaque dont l'introduction dans le fût fémoral se fait au doigt.

Parmi les 467 prothèses implantées, 56 d'entre-elles ont dû être reprises pour descellement aseptique. Cela représente 12 % sur 467 cas ou 33,5 % si nous les rapportons aux seuls 167 cas revus (68).

* * * * *

Un an plus tard, Kenesi et ses collaborateurs (69) font une enquête sur la longévité des prothèses totales de hanche. Leur enquête porte sur 358 malades ayant

totalisé 433 arthroplasties opérées à Créteil en 1974, 75 et 76 ; c'est-à-dire avec un recul de 10, 11 et 12 ans. Tous ont reçu des prothèses métal-plastique, le plus souvent des prothèses type Müller. Une soixantaine a reçu des prothèse métal-plastique type Lagrange-Letournel. Un questionnaire a été envoyé aux malades et une relance postale ou téléphonique a été effectuée chez ceux qui n'avaient pas répondu. Malgré ces efforts, 41 % sont « perdus de vue ».

La mortalité s'élève à 17 %. C'est évidemment un chiffre élevé mais c'est relativement « normal » si l'on considère l'âge des opérés : près de 85 % avaient plus de soixante ans au moment de l'intervention.

Les résultats fonctionnels sont en règle générale excellents, appréciés sur la douleur, la marche, la fonction, en particulier la montée et la descente des escaliers.

- La douleur :

62 % des malades sont totalement indolents et le restent.

34 % accusent quelques douleurs, soit à la fatigue, soit au « démarrage ».

Seuls 4 % des malades revus accusent des douleurs importantes.

- La marche :

Elle se fait sans canne dans deux tiers des cas. 56 % peuvent marcher plus d'un kilomètre.

- Les escaliers :

Ils sont gravis plus difficilement.

45 % montent les escaliers avec difficulté. Il ne faut cependant pas oublier que beaucoup des opérés sont des gens très âgés.

Globalement, 72 % des malades se disent très contents du résultat avec plus de dix ans de recul.

Les résultats radiologiques sont donnés d'après l'étude de la littérature car les malades revus et radiographiés à 10 ans ne sont pas assez nombreux pour que les chiffres que l'on énoncera aient une valeur statistique.

75 % des prothèses métal-métal en place après 10 ans présentent des signes radiologiques de descellement.

Les réinterventions :

Tous les descellements ne s'accompagnent pas obligatoirement d'un mauvais résultat fonctionnel et ne conduisent pas automatiquement à la réintervention.

Les taux de réintervention sont très variables : ils évoluent de 8 à 30 %. Ils sont fonction des exigences des malades qui, souvent trop anxieux, préfèrent conserver leur prothèse « en l'état ». **De plus, un certain nombre de descellements radiologiques muets cliniquement ne sont pas une indication pour réopérer.**

Dans notre statistique, les réinterventions concernent 22 cas sur 175 hanches. Cela représente un pourcentage de 12,5.

Pour Kenesi et ses collaborateurs (69), la prothèse traditionnelle avec son couple métal-polyéthylène et son scellement au PMMA est une remarquable intervention, qui supprime la douleur, qui permet une fonction correcte pour de très longues années.

L'indication idéale est la coxopathie destructive douloureuse chez un sujet âgé pas trop lourd. Le matériel ne sera pas trop sollicité et ne s'usera pas trop vite.

Chez des sujets jeunes, qui veulent garder une activité importante, il faut être beaucoup plus réservé : la chirurgie réparatrice, lorsqu'elle est encore possible, garde toutes ses indications et doit certainement être préférée à la prothèse, même si les suites opératoires sont plus longues.

* * * * *

L'objet du travail de VIDAL (124) est, à l'aide d'une série importante de patients revus après plus de 15 ans de mise en place d'une prothèse de Charnley, de faire le point sur les résultats à longue échéance de cette technique.

Ce n'est que par l'étude rigoureuse et objective des patients et de leurs radiographies revues à longue échéance que l'on pourra savoir si les dogmes émis par Charnley au début de son expérience étaient justes, à savoir :

- . le ciment acrylique est bien toléré par les tissus pendant une longue période,
- . de très bons résultats à longue échéance sur la douleur, la morbidité et la fonction peuvent être obtenus,
- . les résultats sont relativement constants à condition que tous les détails techniques soient respectés.

Entre 1968 et 1973, Lafage et Salanova ont mis en place 667 PTH de Charnley. 120 patients, soit 18 %, ont eu une intervention bilatérale. Le nombre de patients est donc de 547 (370 femmes et 177 hommes). L'étude des tranches d'âge fait apparaître que 66 % des PTH ont été placées entre 60 et 80 ans avec une grosse majorité entre 60 et 70 ans.

Cependant, et le fait est intéressant, 21,5 % des sujets ont été opérés entre 50 et 60 ans ce qui peut paraître un peu précoce pour l'époque et même on retrouve 13 % de sujets opérés avant l'âge de 50 ans.

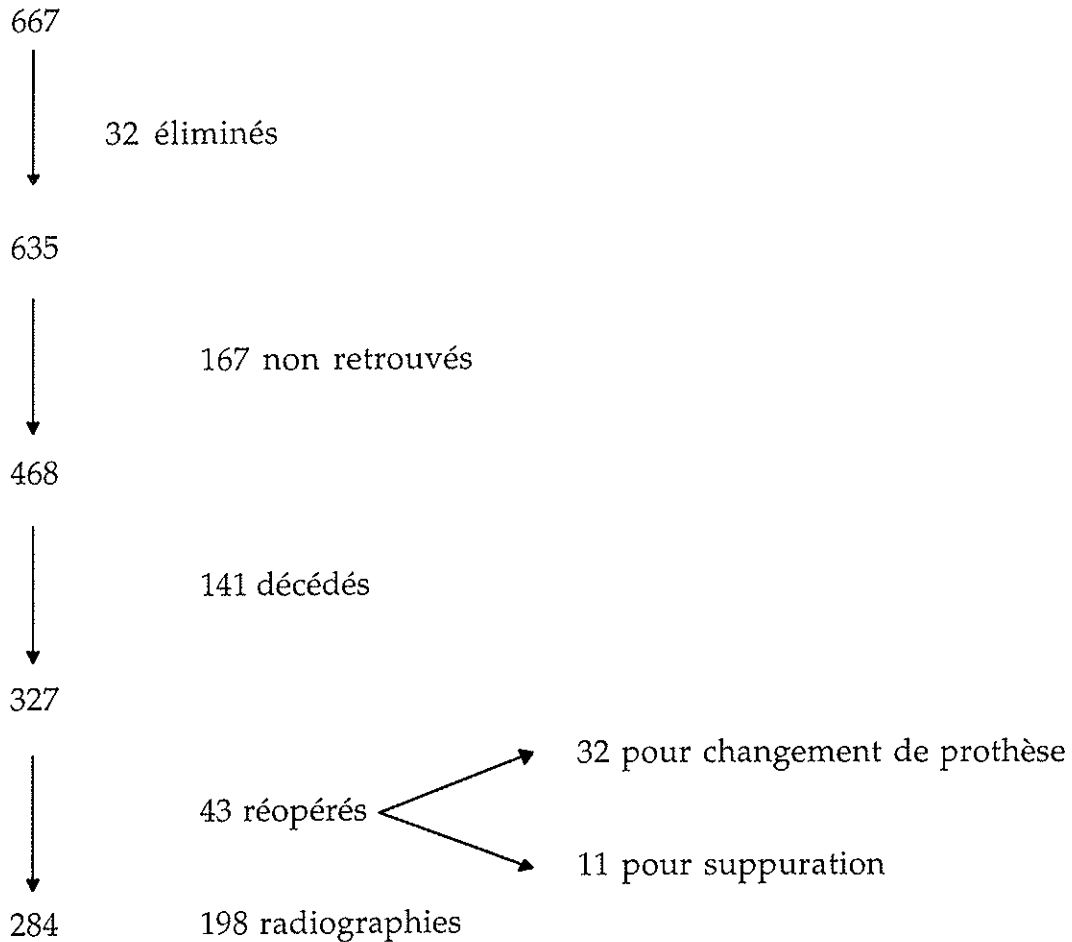
Au terme, 15 sujets n'ont jamais été revus, 5 sont morts des suites de l'intervention (thrombo-embolie), 12 présentant des fautes techniques nécessitant la plupart du temps une reprise immédiate ont été éliminés. Le devenir de 167 prothèses est resté inconnu.

Ainsi, il nous reste 468 prothèses dont nous connaissons le devenir soit 74 %.

Elles se répartissent de la façon suivante :

- décès de 141 patients de cause n'ayant aucun rapport avec la prothèse.
- sur les 327 prothèses restantes, 43 ont été réopérées soit par les mêmes opérateurs, soit par d'autres.
- 284 prothèses ont donc été revues mais nous ne disposons que de 198 radiographies.

On peut donc pour plus de clarté résumer ces chiffres de la manière suivante :



Les résultats sont les suivants :

* **Au niveau fonctionnel :**

- La douleur : après 15 ans, 96,7 % des sujets ne souffrent pratiquement pas.

- La marche :

. A un an :

60 % des opérés ont une marche normale alors qu'il n'y en avait en préopératoire que 0,6 %.

26 % ont une marche pratiquement normale alors qu'il n'y en avait en préopératoire que 7 %.

14 % des sujets ont beaucoup de difficultés.

. 15 ans après, un glissement vers le bas s'est produit mais doit-on incriminer la prothèse ou l'âge ?

- La morbidité :

Elle est considérablement améliorée et le résultat se maintient à peu près intégralement à plus de 15 ans.

Somme toute, du triple point de vue douleur, marche, morbidité, à plus de 15 ans, le résultat se maintient à peu près intégralement à quelques nuances près pour la marche. On peut donc conclure sur ce plan à la pérennisation du résultat.

* Au niveau radiographique :

* Cotyle :

- 86 % restent parfaitement scellés,
- 9 % sont inquiétants,
- 5% ont migré.

* fémur :

- 70 % des pièces fémorales apparaissent comme strictement normales témoignant de la parfaite acceptation du ciment par l'os,
- 24,5 % affichent une lésion limitée (fracture du ciment, cavitation : apparition de zones lytiques dans la diaphyse),
- 5,5 % de descellements (2,5 % certains, 3 % douteux).

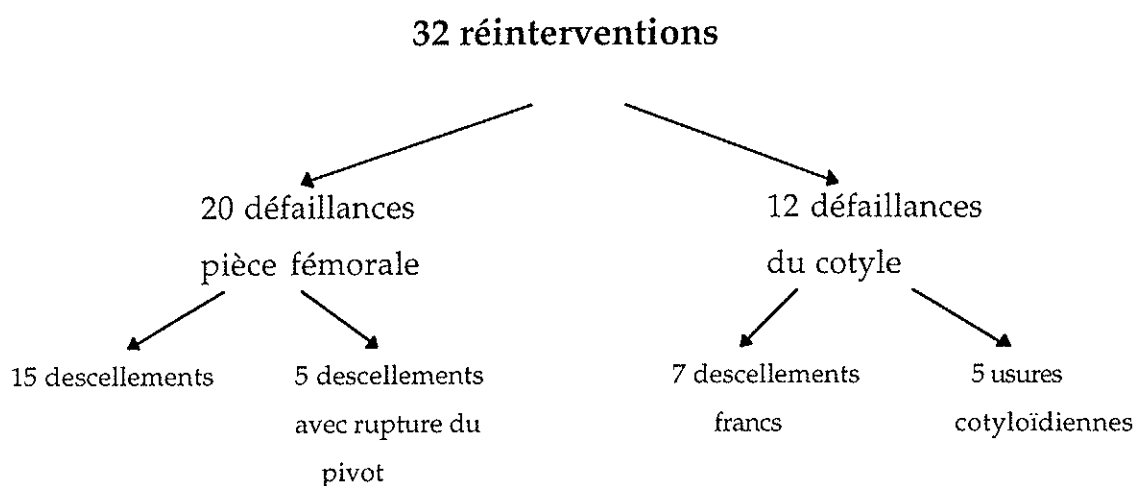
Les échecs

43 hanches ont été réopérées. Rapporté à l'ensemble de la statistique, cela représente un peu moins de 7 %. Rapporté au nombre de malades dont nous connaissons le devenir (468), cela représente 9 %.

Parmi ces 43 échecs, 11 sont imputables à l'opération ou à l'environnement.

La méthode ou la prothèse ne sont en rien responsables.

Restent 32 complications où la défaillance de la prothèse, du ciment, de la méthode, voire de l'opérateur doit être discutée.



Il est intéressant de noter que les réinterventions concernent seulement 22 % des patients ayant entre 60 et 70 ans, alors qu'ils constituent la grande majorité de la statistique globale.

Cela s'explique par le fait que les patients jeunes sollicitent beaucoup plus leur hanche, en raison d'une activité souvent plus intense.

Conclusion

Cette série représente les premières années d'expérience avec la PTH de Charnley. Les interventions sont alors effectuées en salle conventionnelle, la technique de mise en place du ciment en particulier n'est pas parfaitement connue et la gamme des prothèses est limitée. Malgré ces inconvénients multiples, avec plus de 15 ans de recul, 90 % des radiographies sont satisfaisantes.

Parmi les échecs, un bon nombre sont dus à un environnement inadéquat, c'est le cas en particulier des suppurations qui ont été pratiquement éliminées avec l'utilisation de l'enceinte stérile.

Un bon pourcentage de réinterventions aurait pu être évité avec une technique plus performante et une gamme prothétique plus étendue.

Le résultat clinique se maintient au fil des années. La douleur reste calmée de manière remarquable.

* * * * *

Ranawat et Hansraj (102), en 1993, étudient la survie à 17 ans d'une série de PTH type Charnley.

L'étude porte sur 152 PTH de Charnley implantées entre 1971 et 1975 chez 114 patients. La moyenne d'âge des patients est de 58,9 ans. Dans la population étudiée, du point de vue de la survie de ces prothèses, 27 patients étaient décédés.

Sur le plan fonctionnel, les résultats sont excellents dans 84 cas soit 55,2 % des hanches opérées.

Il y eut 11 reprises respectivement pour 6 descellements de la pièce fémorale et 5 descellements de la pièce acétabulaire. La survie pour la PTH s'établit à 82,7 % à 17 ans.

Grâce aux techniques modernes de scellement et grâce à une meilleure sélection des indications opératoires, la durée de vie fonctionnelle des PTH devrait s'avérer encore meilleure et plus prolongée par rapport à la série historique rapportée ici.

A la lumière des résultats présentés, on peut sérieusement recommander une prothèse de hanche scellée au ciment chez les patients de 65 ans et plus dont l'espérance de vie est d'une quinzaine d'années.

* * * * *

La même année, Gardes et ses collaborateurs (46) analysent une série homogène de 100 prothèses de hanche type Charnley avec un recul moyen de 15 ans.

Ces PTH ont été mises en place par le même chirurgien (Gardes) entre janvier 1974 et août 1976. Elles ont fait l'objet d'une étude clinique et radiologique lors de la révision.

Le recul moyen est de 14 ans et 8 mois et le taux de révision des patients vivants est de 95 %.

Au moment de la révision :

- . 91 % des hanches sont strictement indolores,
- . 3 cupules ont migré de façon asymptomatique,
- . 2 pièces fémorales de Charnley ont fait l'objet d'un changement en raison d'une fracture de la queue,
- . 2 autres pièces fémorales ont migré sans qu'une reprise ne soit nécessaire,
- . 42 cotyles ne sont pas usés et 22 ont une usure supérieure à 1 mm. L'usure augmente avec le recul. Elle est corrélée de façon statistiquement significative avec une activité importante et un poids élevé,
- . 57 fois les corticales étaient modifiées.

Cette étude confirme la grande fiabilité de ce modèle de prothèse ; l'élément essentiel qui semble menacer leur avenir est l'usure de la cupule de polyéthylène et les modifications osseuses qui accompagnent parfois cette usure.

* * * * *

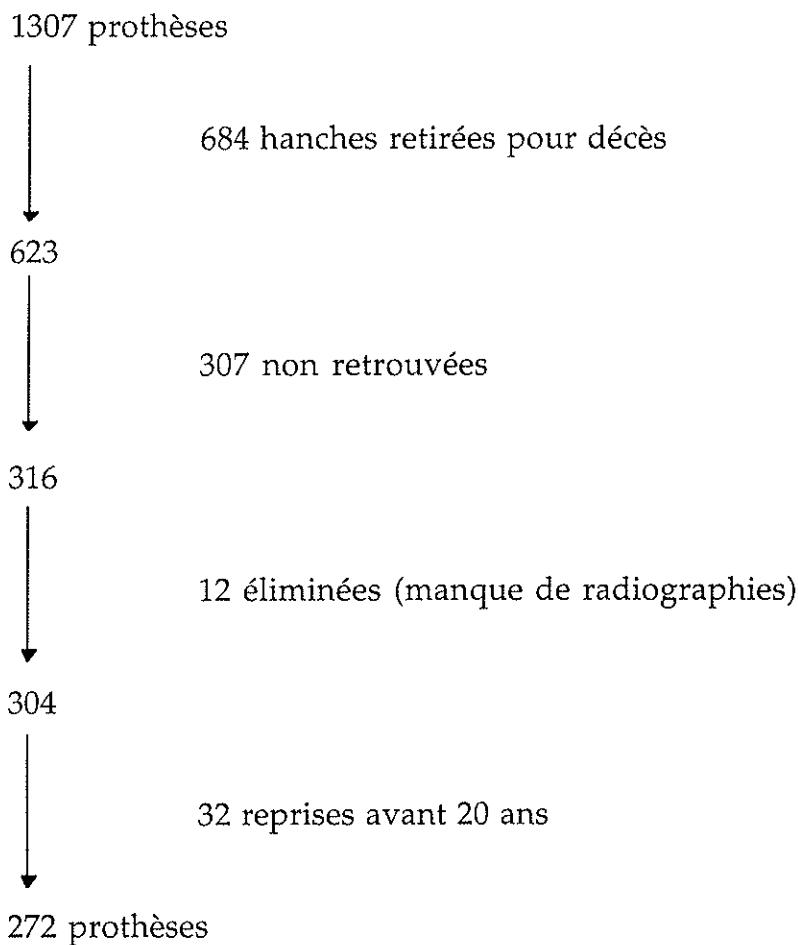
En 1995, quatre services belges d'orthopédie étudient ensemble les résultats à plus de 20 ans des prothèses totales de hanche « low friction arthroplasty » qu'ils utilisent depuis 1970 selon les indications et une technique identique (78).

Les résultats de cette étude doivent cependant être interprétés avec une certaine prudence pour plusieurs raisons.

. Après 20 années, beaucoup de dossiers sont inutilisables, en particulier en raison du décès des patients.

. L'interprétation des résultats cliniques est rendue captieuse en raison de l'âge avancé des patients et de l'existence d'infections intercurrentes qui, d'un côté, limitent l'utilisation des prothèses et les exigences des patients mais, d'un autre côté, ont un effet péjoratif sur le résultat fonctionnel.

La série comporte 1307 prothèses totales de hanche, opérées entre janvier 1970 et juillet 1975.



272 prothèses chez 238 patients seront donc étudiées. L'âge moyen des patients au moment de l'intervention est de 59 ans, et de 80 ans à la révision. Le follow-up moyen est de 21 ans.

* Résultats cliniques

- douleur : 80 % des patients déclarent ne pas souffrir.

- mobilité, marche : résultats moins satisfaisants. La cause est, en partie du moins, l'atteinte intercurrente de l'appareil locomoteur, puisque 83 % des patients se plaignent du genou ou de la colonne vertébrale.

L'indice de satisfaction des patients est excellent puisque la quasi totalité d'entre eux se disent très satisfaits ou satisfaits de leur(s) prothèse(s).

* Résultats radiologiques

38 arthroplasties, soit 14 % sont radiologiquement descellées,

3 d'ailleurs ont été reprises après 21, 22, 25 ans.

Curieusement, cependant, la plupart des prothèses radiologiquement descellées sont cliniquement bien tolérées.

Parmi ces 38 prothèses :

- . 19 présentent un descellement isolé du cotyle,
- . 12 présentent un descellement isolé du composant fémoral,
- . 7 présentent un descellement des deux composants.

Une analyse plus soignée des radiographies semble indiquer que le positionnement de la cupule a une incidence sur le descellement. Ainsi, les cupules placées en valgus, c'est-à-dire trop verticalement ont un taux de descellement de 28 % alors que ce taux n'est que de 19 % pour les cupules placées en position normale ou en léger varus.

Ainsi, sur 26 cupules descellées, 16 d'entre elles, soit 64 % étaient mal implantées. En ce qui concerne le fémur, aucune relation directe entre la position d'implantation du composant fémoral et son descellement n'a été retrouvée.

Un des problèmes les plus importants concernant l'avenir des prothèses totales de hanche est la relation entre l'usure du polyéthylène et le descellement.

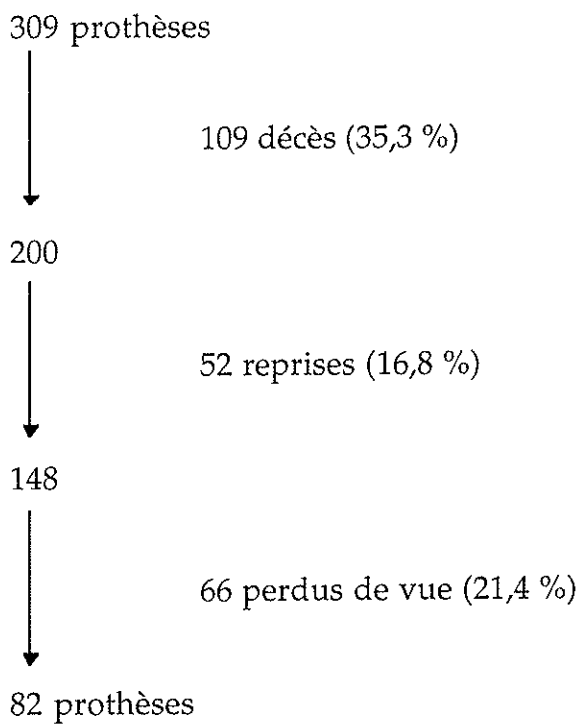
* * * * *

En 1996, Clarac et son équipe (19) étudient les résultats à 20 ans d'une série de 309 prothèses totales de Charnley.

Ces prothèses ont été implantées entre le 17 janvier 1972 et le 18 décembre 1975 chez 245 patients.

L'âge moyen de la population à la date de l'intervention est de 60,7 ans. Un suivi radio-clinique régulier est effectué à 1 an, 5 ans, 10 ans, 15 ans et 20 ans.

A 20 ans, 82 dossiers ont été revus, soit 26,5 % de la population initiale.



A 20 ans, 62,2 % des hanches sont strictement indolores.

La probabilité de reprise chirurgicale est alors de 33,9 %.

On constate que 24,8 % des cotyles présentent un liseré péri-cotyloïdien évolutif.

16 % des pivots fémoraux présentent un descellement certain.

L'analyse de cette série confirme la grande fiabilité de ce modèle de prothèse.

* * * * *

Wicart et ses collaborateurs (128), la même année, réalisent une étude clinique et radiographique de 15 à 25 ans sur une série de 200 PTH de Charnley implantées de 1970 à 1973, par le même chirurgien sur des sujets ayant une moyenne d'âge de 62,5 ans.

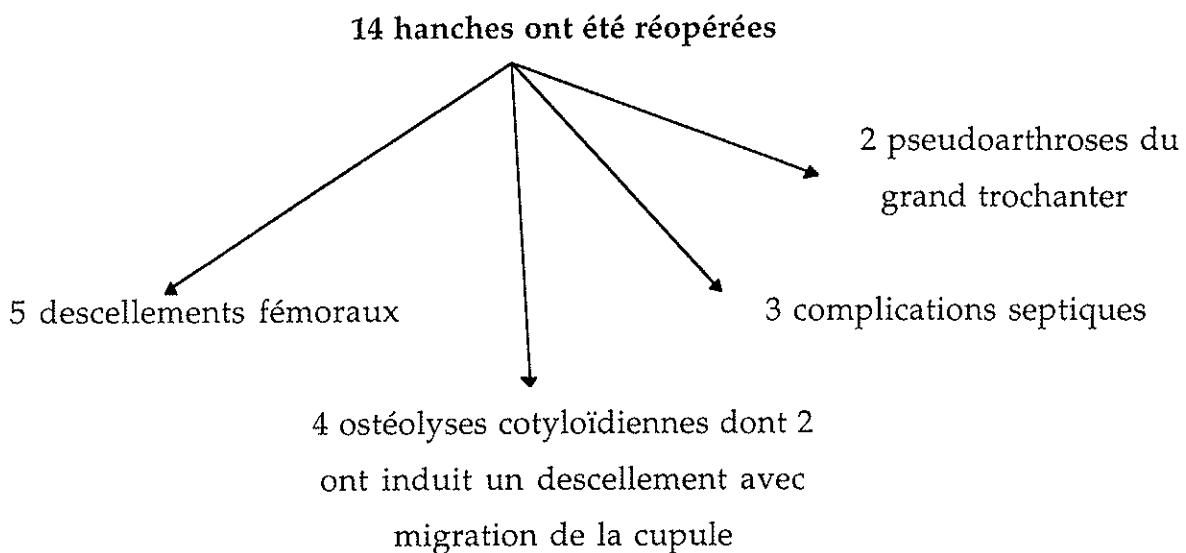
Au dernier examen clinique des patients suivis pendant plus de 15 ans, la fonction articulaire est jugée excellente ou très bonne dans 90 % des cas. Le scellement de l'implant fémoral s'est altéré 18 fois avec fracture du fourreau du ciment et apparition d'un liseré entre ciment et convexité de la prothèse. Le scellement cotyloïdien présente un liseré évolutif 17 fois.

24 cupules ont une usure inférieure ou égale à 1 mm.

25 cupules ont une usure supérieure ou égale à 3 mm.

Des ossifications péri-prothétiques sont notées 7 fois, soit dans 8,75 % des cas.

14 hanches ont été réopérées.



Cette étude conclut à la régularité et à la qualité des résultats fonctionnels des PTH de Charnley.

* * * * *

Nous avons fait une lecture attentive des publications de nombreux chirurgiens orthopédistes qui ont utilisé et qui utilisent encore la PTH type Charnley dans le monde entier. Pour eux, cette prothèse reste le « gold standard » du remplacement arthroplastique de la hanche chez les sujets âgés de plus de 60 ans. Les bilans cliniques confirment l'indolence dans près de 90 % des cas revus au delà de la dixième année. La mobilité est bien récupérée au bout de 6 à 12 mois. La marche autant dans sa forme que dans son périmètre atteint un excellent niveau de performance (98). 85 % des implants sont encore en place après 20 ans.

Pour éviter les descellements de prothèse, de nombreux modèles ont été mis sur le marché et différentes techniques ont été proposées.

Malheureusement, l'évaluation de ces nouveaux modèles et de ces nouvelles techniques a souvent été très sommaire. En particulier, on ne dispose quasiment pas d'études comparatives sur les taux de complication en fonction des types de matériel, des fabricants ou des lots de fabrication.

Aussi, la mise en place d'une évaluation comparative des matériels, des techniques et une véritable matériovigilance systématique appliquée aux prothèses de hanche, sont de véritables enjeux de santé publique.

A l'heure actuelle, les prothèses totales les plus fiables sont les prothèses cimentées de modèles relativement anciens (30).

Telles sont les conclusions en novembre 1996 de la revue « Prescrire ».

9. CONCLUSION

L'ambition d'une prothèse totale de hanche est d'unir durablement l'inerte au vivant, afin de garantir à court terme, la restauration de la fonction physiologique altérée ou abolie, et à long terme, la pérennité motrice dans des conditions optimales de sécurité et de confort pour le patient.

Au total, une prothèse idéale devrait satisfaire à trois conditions : reproduire aussi fidèlement que possible la forme générale de la hanche, restaurer la fonction motrice de l'articulation, et enfin présenter une biocompatibilité et une tolérance parfaite (6). Les deux premières conditions sont maintenant respectées. Des efforts sont faits pour satisfaire à la troisième.

La multitude des modèles de prothèses actuellement sur le marché orthopédique est telle que le choix est rendu très difficile.

Nombre de ces prothèses ne sont pas très innovantes et répondent plus aux besoins du « marketing » qu'à de réelles motivations scientifiques.

Les chirurgiens se doivent d'avoir un esprit critique aigu et d'exiger des garanties de la part des fabricants : essais mécaniques, expérimentations animales, essais cliniques....

Le but de notre travail n'était pas de faire le procès du ciment mais de montrer que son utilisation n'était pas exempte de risques. Chacun des principes, cimentation ou non, comporte ses échecs.

C'est la raison pour laquelle, en 1998, il y a toujours les chirurgiens qui cimentent et ceux ne cimentent pas.

C'est au delà de 2008 que nous saurons si les prothèses que l'on pose actuellement sont vraiment des prothèses fiables.

Depuis quelques années, le ciment acrylique n'a plus comme seule utilisation le scellement des prothèses articulaires.

La résistance mécanique, et la bonne maîtrise du produit par le chirurgien orthopédiste ont contribué à un élargissement de ses indications chirurgicales : comblement des foyers d'ostéolyse tumorale, stabilisation de fractures pathologiques.

L'utilisation par voie percutanée du ciment acrylique (cimentoplastie) a permis de traiter brillamment des métastases ou certaines tumeurs bénignes (hémangiomes agressifs) dans des localisations (rachis, cotyle) où un abord chirurgical aurait été plus difficile (53).

En 1998, nous pouvons affirmer sans trop de risques d'erreurs que les accidents peropératoires liés à l'utilisation du PMMA sont exceptionnels. Il n'en est pas de même pour les accidents postopératoires et surtout le descellement.

L'origine du descellement et sa prévention sont l'objet de congrès nationaux et internationaux multiples.

Comme nous l'avons vu précédemment, 85 % des implants cimentés sont encore en place après vingt ans. Ce chiffre apparemment satisfaisant, ne l'est plus, si l'on considère l'incidence économique des descellements, les problèmes médico-chirurgicaux rencontrés lors des reprises et l'abaissement de l'âge moyen de mise en place des prothèses.

On a longtemps pensé que les prothèses sans ciment pourraient représenter une solution à ces inconvénients. Cependant, elles sont loin de faire l'unanimité.

En effet, on leur reproche des migrations dans le fût diaphysaire, et des douleurs postopératoires importantes. Ceci serait dû à un manque d'adaptation parfaite entre le fût fémoral et l'implant.

Il nous semble intéressant dans le cadre de perspectives d'avenir de la chirurgie de la hanche de dire quelques mots sur l'avènement de nouvelles familles de ciments à usage médical : les ciments ioniques phosphocalciques.

Rappelons que le ciment osseux chirurgical est à base d'une molécule dite « organique » acrylique. La pâte monomère-polymère une fois durcie a des propriétés mécaniques et une résistance au vieillissement *in vivo* suffisantes pour sceller des prothèses. Néanmoins, le ciment osseux, au même titre qu'une prothèse en métal, restera un corps étranger dans l'organisme humain.

Les ciments dits « ioniques » forment une nouvelle classe de substituts osseux. A base d'ions, principalement des cations calcium divalents et des anions phosphates trivalents, ils forment des sels.

Ils sont ainsi très proches de la phase minérale osseuse, constituée majoritairement de phosphates de calcium. Les ciments ioniques sont donc des compositions phosphocalciques pouvant s'intégrer dans l'os.

Il semblerait que ces nouveaux ciments possèdent des propriétés mécaniques insuffisantes pour pouvoir les utiliser en scellement prothétique. C'est la raison pour laquelle les scientifiques se penchent de plus en plus sur ce problème, afin de mettre au point des ciments avec de meilleures propriétés mécaniques.

De nombreuses recherches ont été consacrées à l'étude et à la mise au point de ces ciments (43).

Le cahier des charges est difficile à satisfaire :

- le produit doit être biocompatible,
- il doit être injectable,
- il doit pouvoir prendre en masse dans les milieux biologiques,
- il doit être bioconducteur : c'est à dire supporter la croissance des néocapillaires des tissus périvasculaires et cellules ostéoprogénitrices. Sa surface doit avoir des caractéristiques physiques et chimiques nécessaires à la fixation, la croissance et la division cellulaire. Peut-être un jour sera-t-il bio-inducteur, c'est-à-dire capable d'induire la différenciation de cellules souches en ostéoblastes (32),
- il doit présenter des propriétés mécaniques satisfaisantes (voisines de celles de l'os).

La dénomination « ciment » dérive du mode d'action de ces produits qui durcissent comme des ciments hydrauliques.

Ce sont des préparations pâteuses dont le durcissement résulte d'une réaction chimique entraînant la cristallisation d'un composé différent de celui qui se trouve en suspension dans la pâte.

Il existe des ciments phosphocalciques à base d'hydroxyapatite, de phosphate bicalcique, d'apatite carbonatée ou d'apatite mélangée à d'autres sels de calcium.

Une solution séduisante serait alors d'utiliser un ciment biorésorbable phosphocalcique ostéoconductif. Il pourrait être rendu ostéo-inductif par l'adjonction de facteurs ostéogéniques. L'avenir de ce ciment serait de disparaître pour laisser place à du tissu osseux et permettre réellement et de façon durable un contact intime entre l'os et la prothèse.

Ces nouveaux ciments osseux représentent une classe de biomatériaux à part entière au sein des substituts osseux.

Ils peuvent encore faire l'objet de beaucoup d'améliorations et il serait prématuré d'en faire d'ores et déjà une révolution thérapeutique, mais c'est ce caractère perfectible qui explique les espoirs que l'on peut mettre dans de tels matériaux, compte tenu des propriétés auxquelles ils peuvent déjà prétendre.

BIBLIOGRAPHIE

- 1- **BARRE J., LEPOUSE C., SEGAL P.**
Embolism and intramedullary femoral surgery.
Rev. Chir. Orthop., févr. 1997, 83, (1), 10-21.
- 2- **BENJAMIN J.B., GIE G.A., LEE A.J.C., LING R.S.M., VILZ R.Z.**
Cementing technique and the effects of bleeding.
J. Bone Joint Surg., 1987, 69 B, (4), 620-624.
- 3- **BISHOP N.E., FERGUSON S., TEPIC S.**
Porosity reduction in bone cement at the cement-stem interface.
J. Bone Joint Surg., 1996, 78 B, 349-356.
- 4- **BONNEVIALLE P., CONTE P., BLAZY O., RONGIERES M.**
La prothèse totale de hanche sans ciment a-t-elle de l'avenir ?
Actualités en rééducation fonctionnelle et réadaptation, 19^e série sous la
direction de SIMON L., PELISSIER J.L., HERISSON Ch., 1994, 75-79.
- 5- **BOUCHET A., CUILLERET J.**
« Les os et l'articulation de la hanche ».
Collection d'anatomie topographique, le membre inférieur, 1^{ère} partie, 1970, 3,
159 p.
- 6- **BOURGET P.**
P.T.H. : Critères de choix pour le pharmacien.
Moniteur Hospitalier, 1990, 29, 11-17.
- 7- **BRITAIN G.J.C., RYAN D.J.**
Hypotension and methylmethacrylate cement.
Brit. Med. J., 1972, 4, 667.

- 8- **BUCHHOLZ H.W.**
Modification of the Charnley artificial hip joint.
Clin. Orthop., 1970, 72, 69-78.
- 9- **BURKE D.W., GATES E.I., HARRIS W.H.**
Centrifugation as a method of improving tensile and fatigue properties of acrylic bone cement.
J. Bone Joint Surg., 1984, 66A, 1265.
- 10- **CADLE D.R.**
Cardiovascular responses after methylmethacrylic cement.
Brit. Med. J., 1972, 4, 107-108.
- 11- **CAENEN O.**
Le descellement fémoral aseptique des prothèses totales de hanche, 165 p.
Th. Univ. Méd., Lille, 1993, n° 82.
- 12- **CAPT P.**
Cardiovascular collapse associated with the use of methylmethacrylate.
Journal of the American Association of Nurse Anesthetists, 1993, 61, (6),
613-616.
- 13- **CASAGRANDE P.A., DANAHY P.R.**
Delayed sciatic nerve entrapment following the use of self curing acrylic : a case report.
J. Bone Joint Surg. (AM), 1971, 53 A, 167-169.
- 14- **CASATI A., PRESEGLIO I., ADDUCI D., PAGANI I.**
Shock anafilatticoda metilmetacrilato.
Minerva Anestesiologica, 1986, 52, 285-287.

- 15- **CHARNLEY J.**
Arthroplasty of the hip. A new operation.
Lancet, 1961, 1, 1129-1132.
- 16- **CHARNLEY J.**
Acrylic cement in orthopaedic surgery.
Edinburgh and London, 1970.
- 17- **CHOFFAT P., DELAGOUTTE J.P., KOFF G., LEVEAUX G.**
Perturbations cliniques et biologiques peropératoires induites par les ciments acryliques.
Rev. Chir. Orthop., 1975, 61, (Suppl. II), 199-206.
- 18- **CHRISTIE J., BURNETT R., PORTSS H.R.**
Echocardiography of transatrial embolism during cemented and hemiarthroplasty of the hip.
J. Bone Joint Surg., 1994, 76 B, 409-412.
- 19- **CLARAC J.P., AVEDIKIAN J., SOYER J., MULLER A.**
Résultats à 20 ans d'une série de 309 prothèses totales de Charnley.
Rev. Chir. Orthop., 70ème réunion annuelle de la SOFCOT, 1996, 87, (Suppl. II), 74-75.
- 20- **COHEN C.A., SMITH T.C.**
The intra-operative hazard of acrylic bone cement.
Anesthesiology, 1971, 35, (5), 547-549.
- 21- **CONTE P.**
Les traitements de surface des prothèses de hanche sans ciment. 164 p.
Th. Univ. Méd., Toulouse, 1994, n° 1570.

- 22- **CONVENTRY M.B., BECKENBAUGH R.D., NOLAN D.R.**
2012 total hip arthroplasty : a study of postoperative course and early complications .
J. Bone Joint Surg., 1974, 56 A, (2), 273-284.
- 23- **CONVERY F.R., GUNN D.R., HUGUES J.D.**
The relative safety of polymethylmethacrylate. A controlled study of randomly selected patients treated with Charnley and Ring total hip replacements.
J. Bone Joint Surg., 1975, 57 A, 57.
- 24- **CROUT D., CORKILL V., LING R.S.M.**
Methylmethacrylate metabolism in man : the hydrolysis of methylmethacrylate to methacrylic acid during total hip replacement.
Clin. Orthop., 1979, 141, 90-91.
- 25- **DANDY D.J.**
The safety of acrylic bone cement.
Injury, 1973, 5, 169-174.
- 26- **DARRE E., HOLMICH P., JENSEN J.S.**
The use and handling of acrylic bone cement in Danish orthopaedic departments .
Pharmacol. Toxicol., 1993, 72, 332-335.
- 27- **DAVIES J., JASTY M., O'CONNOR D., BURKE D.**
The effect of centrifuging bone cement.
J. Bone Joint Surg., 1989, 71 B, 39.
- 28- **DAVIES J., O'CONNOR D., BURKE D., GREER J.**
Comparison and optimization of three centrifugation systems for reducing porosity of simplex P bone cement.
J. Arthroplasty, 1989, 4, 15.

- 29- **DI PISA J.A., SIH G.S., BERMAN A.T.**
The temperature problem at the bone acrylic cement interface of the total hip replacement.
Clin. Orthop., 1976, 121, 95-98.
- 30- **DOUBOVETZKY J.**
Principales indications et suivi des prothèses de hanche.
Prescrire, 1996, 16, (167), 781-787.
- 31- **DRAENENT K.**
Modern cementing techniques.
Acta. Orthop. Belg., 1989, 55, 273-274.
- 32- **DROUINEAU N.**
Elaboration d'un ciment osseux phosphocalcique.
Essais préliminaires. Avenir. 94 p.
Th. Univ. Méd., Limoges, 1996, n° 172.
- 33- **DUNCAN J.A.T.**
Intra-operative collapse or death related to the use of acrylic cement in hip surgery.
Anesthesia, 1989, 44, 149-153.
- 34- **DUTTON J.**
Acrylic investment of intra-cranial anevrysms.
Brit. Med. J., 1959, 2, 597.
- 35- **ELLIS R.H.**
The cardiovascular effects of methylmethacrylate.
J. Bone Joint Surg., 1974, 56 B, 59-61.

- 36- **ELMARAGHY A.W., HURMENIUK B., ANDERSON G.I., SCHEMITSCH E.H.**
The role of methylmethacrylate monomer in the formation and
haemodynamic outcome of pulmonary fat emboli.
J. Bone Joint Surg., 1998, 80 B, (1), 156-160.
- 37- **ERETH M.H., WEBER J.G., ABEL M.D., LENNON R.L.**
Cemented versus non cemented total hip arthroplasty embolism,
hemodynamics, intrapulmonary shunting.
Mayo Clin. Proc., 1992, 67, 1006-1074.
- 38- **EURIN B., TAROT J.P.**
Anesthésie et réanimation en chirurgie orthopédique et traumatologique.
Encycl. Med. Chir. (Paris, France), Anesthésie Réanimation, 36605A¹⁰, Juil.
1984, 14 p.
- 39- **EYERER P., JIN R.**
Influence of mixing technique on some properties of PMMA bone cement.
J. Biomed. Mater-Res., 1986, 20, 1057.
- 40- **FEARN B., BURBRIDGE H.C., BENTLEY G.**
The effects of methylmethacrylate cement on blood pressure.
Acta Orthop. Scand., 1972, 43, (5), 318-324.
- 41- **FESSY M.H., CHATELET J.C., FISCHER L.P.**
Les anneaux cotyloïdiens - Classification.
7ème journées lyonnaises de la hanche, Lyon, 6-7-8 déc. 1990.
- 42- **FITZGERALD R.H.**
Total hip arthroplasty sepsis.
Orthopaedics clinics of North America, 1992, 23, (2), 259-264.

- 43- **FRAYSSINET P.**
Les ciments ioniques phosphocalciques.
Maîtrise orthopédique, nov. 1996, 58, 31-32.
- 44- **FROST P.M.**
Cardiac arrest and bone cement.
Brit. Med. J., 1970, 3, 523-524.
- 45- **GABRION A.**
Les prothèses totales de hanches infectées. Revue de la littérature.
Etude rétrospective de 17 réimplantations en un temps et de 27
réimplantations en deux temps, 106 p.
Th. Univ. Méd., Amiens, 1996, n° 99.
- 46- **GARDES P., FAVARD L., GARDES J.C.**
Analyse d'une série homogène de 100 prothèses de hanche de type
Charnley avec un recul moyen de 15 ans.
Rev. Chir. Orthop., 1993, 79, 169.
- 47- **GENTIL B., PAUGAM C.**
Methylmethacrylate plasma levels during total hip arthroplasty.
Clin. Orthop., 1993, 287, 112-116.
- 48- **GITEL S.N., SALVATI E.A.**
The effect of total hip replacement and general surgery on antithrombin III
in relation to venous thrombosis.
J. Bone Joint Surg., 1979, 61 A, 653-656.
- 49- **GOETZ D.D., SMITH E.J., HARRIS W.H.**
The prevalence of femoral osteolysis associated with components inserted
with and without cement in total hip replacements.
A retrospective matched pair series.
J. Bone Joint Surg., 1994, 76 A, 1121-1129.

- 50- **GREEN S.A.**
The effect of methylmethacrylate on phagocytis in proceedings of the orthopaedic research society.
J. Bone Joint Surg., 1975, 57 A, 583.
- 51- **GRESHAM G.A., KUCZYNSKI A., ROSBOROUGH D.**
Fatal fat embolism following replacement arthroplasty for transcervical fractures of femur.
Brit. Med. J., 1971, 2, 617-619.
- 52- **HABOUSH E.J.**
A new operation for arthroplasty of the hip based on biomechanics, photoelasticity, fat-setting dental acrylic and other considerations.
Bull. Hosp. Joint Dis., 1953, 74, 252.
- 53- **HARDOUIN P., LE GRIBOI P.**
Les ciments osseux et leurs utilisations en orthopédie et en rhumatologie.
La Presse Médicale, 1996, 25, (38), 1860-1862.
- 54- **HEALY W.L., WASILEWSI S.A., PFEIFER B.A.**
Methylmethacrylate monomer and fat content in shed blood after total joint arthroplasty.
Clin. Orthop., 1993, 286, 15-17.
- 55- **HERNDON J.H., BECHTOL C.O., CRICKENBERGER D.P.**
Fat embolism during total hip replacement. A prospective study.
J. Bone Joint Surg., 1974, 56 A, 1350-1362.
- 56- **HERNIGOU P., LANGLAIS F., STREICHER R.M., LAZENNEC J.Y.**
Que faut-il savoir aujourd'hui sur le ciment en chirurgie orthopédique ?
Maîtrise orthopédique, 1994, 36, 20-23.

- 57- **HOMSY C.A., TULLOS H.S., ANDERSON M.S.**
Some physiological aspects of prosthesis stabilization with acrylic polymer.
Clin. Orthop., 1972, 83, 317-328.
- 58- **HONTON J.L.**
Le diagnostic du descellement.
Deuxième journée d'orthopédie du tripode, Bordeaux, 1981, 15-19.
- 59- **HOROWITZ S.M., DOTY S.B., LANE J.M.**
Studies of the mechanism by which the mechanical failure of
polymethacrylate leads to bone resorption.
Clin. Orthop., 1993, 289, 161-165.
- 60- **JAMES M.L., LING R.S.M.**
Fractured femur and fat embolism.
Brit. Med. J., 1971, 3, 474-475.
- 61- **JASTY M., DAVIES J.P., O'CONNOR D., BURKE D.**
Porosity of various preparations of acrylic bone cements.
Clin. Orthop., 1990, 259, 122.
- 62- **JASTY M., MALONEY W., BRAGTON C., O'CONNOR D.**
The initiation of failure in cemented femoral components of hip
arthroplasties.
J. Bone Joint Surg., 1991, 73 B, 551.
- 63- **JEFFERISS C.D.**
Avoidable complications of Mac Kee Farrar arthroplasty.
Brit. Med. J., 1971, 2, 382.
- 64- **JUDET J., JUDET R., LAGRANGE J., DUNOYER J.**
Resection-reconstruction de la hanche. Arthroplastie par prothèse acrylique.
Expansion Scientifique Française, 1952, 1, 202-204.

- 65- **KAMRAN S.**
Anesthésie Réanimation chirurgicale.
Médecine Sciences, Flammarion, 2ème édition, 1995, 950-967.
- 66- **KARCENTY L.**
Contribution à l'étude des accidents précoces liés à l'utilisation du polyméthylméthacrylate en chirurgie orthopédique : étude clinique et expérimentale, 106 p.
Th. Univ. Méd., Montpellier, 1976, n° 307.
- 67- **KELLER J., LANTENSCHLAGER E.P., MARSHALL G.W.**
Factors affecting surgical alloy bone cement interface adhesion.
J. Biomed. Mater. Res., 1980, 14, 639-657.
- 68- **KEMPF J.F., HENKY P., DISTERDORF M.**
Ten year follow-up of Charnley-Müller total hip prosthesis : a review of 167 cases.
Rev. Chir. Orthop., 1986, 72, 283-296.
- 69- **KENESI C., MARTIGNY J., CHARON R.**
Enquête sur la longévité des prothèses totales de hanche.
Actualité Rhumatologique, 1987, 24ème cahier, 349-355.
- 70- **KERBOULL M.**
Arthroplastie totale de hanche par voie transtrochantérienne.
Encyclopédie Médico-chirurgicale. Orthopédie Traumatologie, 1994, 44-665, 12 p.
- 71- **KERBOULL M.**
Traitement des descellements fémoraux aseptiques des prothèses totales de hanche.
Cahiers d'enseignement de la SOFCOT, conférences d'enseignement, 1996, 1-17.

- 72- **KERBOULL M., GALANTE G., LANGLAIS F.**
Descellement aseptique et usure.
Maîtrise Orthopédique, 1996, 58, 7-8.
- 73- **KNIGHT G.**
Paraspinal acrylic inlays.
Lancet, 1959, 1, 147-148.
- 74- **LANGLAIS F., BUNETEL L., SEGUI A., SASSI N.**
Ciments orthopédiques aux antibiotiques.
Rev. Chir. Orthop., 1988, 74, 493-503.
- 75- **LANGLAIS F., CORMIER M., BENKALFATE T.**
Ciment aux antibiotiques. Possibilités et risques.
Alphos, Numéro spécial, 1994, 21-23.
- 76- **LANGLAIS F., DELAGOUTTE D.**
Prothèses totales de hanche. Facteurs biologiques et mécaniques de la tolérance.
Cahiers d'enseignement de la SOFCOT, 1993, 44, 3-21.
- 77- **LEROY P., DUPARC J.**
A propos du scellement fémoral des prothèses couplées de hanche.
Entretiens de Bichat. Chirurgie, 1980, 73-76.
- 78- **LEWALLE J., AKALAY A., BERTRAND M., BEUGNIES A.**
20 years follow-up of Charnley L.F.A.
What could it still teach us ?
Charnley total hip arthroplasty, 33 years of world-wide experience, 1995, 368 p.
- 79- **LIDGREN L., BODELING B., MOLLER J.**
Bone cement improved by vacuum mixing and chilling.
Acta. Orthop. Scand., 1987, 57, 27-28.

- 80- **LIDGREN L., DRAE H., MOLLER J.**
Strength of polymethylmethacrylate increased by vacuum mixing.
Acta. Orthop. Scand., 1984, 55, 536.
- 81- **LINDEN V.**
Fatigue properties of bone cement. Comparison of mixing techniques.
Acta. Orthop. Scand., 1989, 60, 431-433.
- 82- **LING R.S.H., JAMES M.L.**
Blood pressure and bone cement.
Brit. Med. J., 1971, 2, 404.
- 83- **LOWELL J.D., DAVIES A.K., BENNETT A.H.**
Bladder fistula following total hip arthroplasty replacement using self
curing acrylic.
Clin. Orthop., 1975, 11, 131-133.
- 84- **MANSAT C.**
Prothèses totales de hanche.
Différents modèles. Justifications.
Alphos, numéro spécial, sept. 1994, 7-11.
- 85- **MASTER W.C., BRADLEY G., WAUGH T.R.**
Blood pressure lowering effect of methylmethacrylate.
J. Bone Joint Surg., 1973, 55 B, 210.
- 86- **MERCKX D.**
Les ciments orthopédiques.
Cahiers d'enseignement de la SOFCOT, 1993, 44, 67-76.

- 87- **MODIG J., BUSCH C.**
Arterial hypotension and hypoxaemia during total hip replacement.
The importance of thromboplastic products, fat embolism and acrylic monomers.
Acta. Anaesth. Scand., 1975, 19, 28-43.
- 88- **MONTENY E., DELESPESE G.**
Methylmethacrylate hypersensitivity in orthopaedic surgery.
Acta. Orthop. Scand., 1978, 49, 186-191.
- 89- **NGO D.T.**
Les sepsis sur prothèse de hanche. A propos de 46 observations. Facteurs de risques, bactériologie, traitement 94 p.
Th. Univ. Méd., Poitiers, 1992, n° 1055.
- 90- **OLEKSAK M., EDGE A.J.**
Compression of the sciatic nerve by methylmethacrylate cement after total hip replacement.
J. Bone Joint Surg., sept. 1992, 74, (5), 729-730.
- 91- **ORSINI E.C., BYRICK R.J.**
Cardiopulmonary function and pulmonary microemboli during arthroplasty using cemented or non cemented components.
The role of intramedullary pressure.
J. Bone Joint Surg., 1987, 69 A, 822-832.
- 92- **PARK W.Y., BALINGIT P., KEMMORE P.I.**
Changes in arterial oxygen tension during total hip replacement.
Anesthesiology, 1973, 39, (6), 642-644.

- 93- **PATTERSON B.M., HAEALY J.H.**
Cardiac arrest during hip arthroplasty with a cemented long-stem component.
J. Bone Joint Surg., 1991, 73 A, (2), 271-277.
- 94- **PEEBLES D.J., ELLIS R.H., STRIDE S.D.K.**
Cardiovascular effects of methylmethacrylate cement.
Brit. Med. J., 1972, 1, 349-351.
- 95- **PETTY W.**
The effect of methylmethacrylate on bacterial inhibiting properties of
normal human serum.
Clinical orthopaedics and related research, 1978, 132, 266-277.
- 96- **PHILLIPS H., COLE P., LETTIN A.**
Cardiovascular effects of implanted acrylic bone cement.
Brit. Med. J., 1971, 3, 460.
- 97- **PHILLIPS H., LETTIN A., COLE P., DANDY D.J.**
Cardiac arrest and bone cement.
Ibid, 1972, 2, 713-714.
- 98- **PICAULT M.**
Devenir à plus de 20 ans des prothèses totales de hanche type Charnley, 61 p.
Th. Univ. Méd., Lyon I, 1996, n° 254.
- 99- **POSTEL M.**
Les complications des prothèses totales de hanche.
Encycl. Méd. Chir., Paris, Techniques chirurgicales, Orthopédie, 4.3.05.44668.
- 100- **POWELL J.N., GRATH P.J.**
Cardiac arrest associated with bone cement.
Brit. Med. J., 1970, 3, 326.

- 101- **RADFORD D., THOMSON H.**
A case of methylmethacrylate bladder stone.
Acta. Orthop. Scand., 1989, 60, (2), 218-219.
- 102- **RANAWAT C., HANSRAJ K.**
Etude de survie à 17 ans d'une série de prothèses totales de hanche type Charnley.
Rev. Chir. Orthop., 67ème réunion annuelle de la SOFCOT, 1993, 79, (Suppl. I), 130-131.
- 103- **RING P.A.**
Fractured femur and fat embolism.
Brit. Med. J., 1971, 12, 46-47.
- 104- **ROSBOROUGH D.**
Fat embolism in patients with fractured hips.
Brit. Med. J., 1972, 2, 528.
- 105- **ROY-CAMILLE R.**
Chirurgie articulaire prothétique : prothèses scellées ou non scellées ?
Dialogue en orthopédie, sept. 1993, 1-4.
- 106- **ROY-CAMILLE R., SAILLANT G., CIANDO O.**
20 ans après... La prothèse totale de hanche.
Entretiens de Bichat, Chirurgie, sept. 1984, 41-43.
- 107- **RUSSOTTI G., CONVENTRY M., STAUFFER R.N.**
Cemented total hip arthroplasty with contemporary techniques. A five year minimum follow-up study.
Clin. Orthop., 1988, 235, 141.

- 108- **SAINT-MAURICE C.**
La chirurgie chez les cardiaques. Aggravation du risque opératoire dû à l'utilisation du méthacrylate de méthyle.
23ème congrès français d'anesthésie-réanimation, Grenoble, 1973, 469-479.
- 109- **SAINT-MAURICE C.**
Les complications mortelles des arthroplasties.
Rev. Chir. Orthop., 1975, 61, (suppl. 11), 47-56.
- 110- **SAINT-MAURICE C., KAHN M.**
Rôle du méthacrylate de méthyle dans certains accidents cardio-vasculaires observés en chirurgie orthopédique.
Cahiers d'anesthésiologie, 1972, 20, (4), 397-405.
- 111- **SALVATI E.A., ROBINSON R.P., ZENO S.M., KOSLIN B.M.**
Infection rates after 3175 total hip and knee replacements performed with and without a horizontal unidirectional filtered air-flow system.
J. Bone Joint Surg., 1982, 64 A, (4), 525-535.
- 112- **SAUTER A.J.M., KLOPPER P.J.**
Fat embolism after static and dynamic load. An experimental investigation.
Acta. Orthop. Scand., 1983, 54, 94-100.
- 113- **SCHUH F.T., SCHUH S.M., VIGNERA M.G.**
Circulatory changes following implantation of PMMA bone cement.
Anesthesiology, 1973, 39, 455-457.
- 114- **SEDEL L.**
Prothèses totales de la hanche chez les sujets jeunes.
Rev. Prat., 1994, 44, (12), 1580-1586.

- 115- **SEVITT S.**
Fat embolism in patients with fractured hips.
Brit. Med. J., 1972, 2, 257-262.
- 116- **SHERMAN R.M.P., BYRICK P.J., KAY J.C.**
The role of lavage in preventing hemodynamic and gas changes during cemented arthroplasty.
J. Bone Joint Surg., 1983, 65 A, 500-506.
- 117- **SIKORSKI J.M., BRADFIELD J.W.**
Fat and thromboembolism after total hip replacement.
Acta. Orthop. Scand., 1983, 54, 403-407.
- 118- **SVARTLING N.**
Detection of embolized material in the right atrium during cementation in hip arthroplasty.
Acta. Anaesth. Scand., 1988, 32, 203-208.
- 119- **THOMAS T.A., SUTHERLAND I.C., WATERHOUSE T.P.**
Cold-curing acrylic bone cement. A clinical study of the cardio-vascular side-effects during hip replacement.
Anesthesiology, 1971, 26, 3, 298, 303.
- 120- **TOKSVIG-LARSEN S., FRANZEN H., RYD L.**
Cement interface temperature in hip arthroplasty.
Acta. Orthop. Scand., 1991, 62, 102-105.
- 121- **TOSTAIN J., GILLOZ A.**
Migration intra-vésicale du matériel de scellement d'une prothèse totale de hanche.
Rev. Chir. Orthop., 1980, 66, 391-393.

- 122- **TREMEAUX J.C., LALOUX E., STRIFFLING V.**
Fistule vésico-cutanée trans-trochantérienne après prothèse totale de hanche.
Ann. Urol., 1989, 23, (2), 123-125.
- 123- **VEYRON B.**
Accidents mortels peropératoires liés à l'usage du méthacrylate de méthyle au cours du scellement des prothèses de hanche.
A propos de 3 cas, 84 p.
Th. Univ. Méd., Rouen, 1987, n° 42.
- 124- **VIDAL P.**
La prothèse de hanche de Charnley 15 ans après. 98 p.
Th. Univ. Méd., Toulouse, 1990, n° 1004.
- 125- **WAGNER J., BURNY F., GLEEN J.**
Etude clinique et expérimentale sur l'action hypotensive du ciment acrylique.
S.I.C.O.T. XI, Mexico, 1969, 1057-1063.
- 126- **WEELER J.**
Urologic complications of hip arthroplasty.
Urology, 1983, 22, 499-503.
- 127- **WELSH R.R., PILLIAR R.M.**
Hypotension and acrylic bone cement.
J. Bone Joint Surg., 1971, 53 A, 963-964.
- 128- **WICART P., DEJEAN O., KERBOULL M.**
Prothèses totales de hanche de Charnley : étude clinique et radiographique de 15 à 25 ans après leur implantation.
Rev. Chir. Orthop., 70ème réunion annuelle de la SOFCOT, 1996, 87, (Suppl. II), 76.

- 129- **WITVOËT J.**
Les prothèses totales de hanche sans ciment.
Actualité rhumatologique, 1990, 27ème cahier annuel, 382-391.
- 130- **WITVOËT J.**
Les réinterventions pour les complications mécaniques aseptiques des prothèses totales de hanche.
Actualité rhumatologique, 1993, 405-412.
- 131- **WITVOËT J., CHRISTEL P.**
Prothèse totale de hanche.
Nouveaux matériaux. Nouvelles formes.
Actualité rhumatologique, 1986, 23ème cahier annuel, 361-368.
- 132- **WOO R., MINSTER G.J.**
Pulmonary fat embolism in revision hip arthroplasty.
Clin. Orthop., 1995, 319, 41-53.
- 133- **WYMENGA A.B., MUYTJENS H.L.**
Peri-operative factors associated with septic arthritis after arthroplasty.
Prospective multicenter study of 362 knee and 2651 hip operations.
Acta. Orthop. Scand., 1992, 63, (6), 665-671.

TABLE DES MATIERES

1. INTRODUCTION		p 10
2. HISTORIQUE		p 15
3. ANATOMIE DE LA HANCHE		p 17
4. LES CIMENTS ACRYLIQUES		p 23
4.1. Composition		p 24
4.2. Propriétés physiques		p 27
4.2.1. Temps de prise		p 27
4.2.2. Chaleur dégagée		p 28
4.2.3. Viscosité		p 29
4.2.4. Porosité		p 32
4.2.5. Variation de volume		p 33
4.3. Propriétés mécaniques		p 33
4.3.1. Porosité		p 33
4.3.2. Rôle des additifs		p 35
4.3.3. Rôle des inclusions de fibre		p 35
4.3.4. Irradiation		p 37
4.4. Tolérance locale		p 37
4.4.1. Interface os-ciment		p 37
4.4.2. Interface ciment-prothèse		p 40

5. UTILISATION DU CIMENT - TECHNIQUE OPERATOIRE	p 41
5.1. Recommandations	p 42
5.2. Utilisation	p 43
5.2.1. Application avec les doigts	p 44
5.2.2. Technique de scellement à la seringue	p 45
5.2.3. Application avec un pistolet à ciment	p 46
5.3. Technique opératoire	p 49
6. LES ACCIDENTS PEROPERATOIRES ET POSTOPERATOIRES	
IMMEDIATS	p 51
6.1. Accidents cardio-vasculaires	p 52
6.2. Embolie graisseuse	p 73
6.3. Autres complications provoquées par le ciment	p 83
6.3.1. Brûlures cutanées	p 83
6.3.2. Complications hématologiques	p 83
6.3.3. Complications neurologiques	p 83
6.3.4. Hypersensibilité au PMMA	p 84
7. LES ACCIDENTS POSTOPERATOIRES TARDIFS	p 87
7.1. Complications urologiques	p 88
7.2. Compression du nerf sciatique	p 91
7.3. Descellements	p 92

7.3.1. Descellements aseptiques	p 92
7.3.1.1. Mécanisme des descellements aseptiques	p 93
7.3.1.2. Diagnostic des descellements aseptiques	p 98
7.3.1.3. Traitement des descellements aseptiques	p 99
7.3.2. Descellements septiques	p 101
7.3.2.1. Facteurs favorisant l'infection	p 102
7.3.2.2. Diagnostic des descellements septiques	p 104
7.3.2.3. Traitement des descellements septiques	p 106
7.3.2.4. Ciment aux antibiotiques	p 107
8. DEVENIR A LONG TERME DES PROTHESES DE HANCHE CIMENTEES	p 110
9. CONCLUSION	p 125
BIBLIOGRAPHIE	p 130

BON A IMPRIMER N° 14

LE PRÉSIDENT DE LA THÈSE

Vu, le Doyen de la Faculté

VU et PERMIS D'IMPRIMER
LE PRÉSIDENT DE L'UNIVERSITÉ

DENANOT (Charlotte épouse LEYLDE). — Accidents peropératoires et postopératoires liés à l'utilisation de ciments à base de polyméthacrylate de méthyle dans l'arthroplastie de la hanche. — 151 f. ; ill. ; tabl. ; 30 cm (Thèse : Pharm. ; Limoges ; 1998).

RESUME :

La chirurgie prothétique de la hanche prend une dimension nouvelle lorsque Charnley, en 1961, introduit le polyméthacrylate de méthyle pour la fixation des prothèses.

Mais après quelques années d'enthousiasme général pour le ciment, les premiers descellements prothétiques apparaissent, montrant ainsi les limites de la fixation par le ciment.

Après deux chapitres de généralités consacrés à l'historique du ciment et à l'anatomie de la hanche, nous abordons les propriétés des ciments acryliques et les techniques de cimentation. Puis, nous faisons le point sur les accidents peropératoires et postopératoires immédiats et tardifs rencontrés lors des arthroplasties de la hanche. A la lumière des constatations cliniques et des études expérimentales, il ressort que les accidents sont peu nombreux et qu'ils ne sont pas tous imputables au ciment .

Pour de nombreux chirurgiens, la prothèse de hanche type Charnley reste le « Gold Standard » du remplacement arthroplastique de la hanche chez les sujets âgés de plus de 60 ans.

85 % des implants sont encore en place après vingt ans.

MOTS-CLES :

- Ciment acrylique.
 - Arthroplastie.
 - Hanche.
 - Accidents peropératoires.
 - Accidents postopératoires immédiats.
 - Descellements.
-

JURY : Président : Mademoiselle le Professeur DELAGE.
Juges : Monsieur le Professeur MABIT.
Mademoiselle JAVERLIAT, Pharmacien des Hôpitaux.
Monsieur DELPONTE, Chirurgien orthopédiste.
