

UNIVERSITE DE LIMOGES  
FACULTE DE MEDECINE



ANNEE 1992

THESE n° 59/-1

**FRACTURES POST OPERATOIRES  
DU FEMUR PORTEUR D'UNE PROTHESE  
FEMORALE CIMENTÉE**

**A PROPOS DE 30 CAS**

SCD UNIV.LIMOGES



D 035 147981 2

**THESE**  
**POUR LE DIPLOME D'ETAT DE DOCTEUR EN**  
**MEDECINE**

---

présentée et soutenue publiquement le 13 octobre 1992

PAR  
Nicolas FAYE  
né le 22 août 1959 à Paris

EXAMINATEURS DE LA THESE

Monsieur le Professeur PECOUT  
Monsieur le Professeur ARNAUD  
Monsieur le Professeur MOREAU  
Monsieur le Professeur MOULIES

- Président  
- Juge  
- Juge  
- Juge

UNIVERSITE DE LIMOGES  
FACULTE DE MEDECINE



ANNEE 1992

THESE n° 159

Ex 1

Sibyl

421912

**FRACTURES POST OPERATOIRES  
DU FEMUR PORTEUR D'UNE PROTHESE  
FEMORALE CIMENTÉE**

**A PROPOS DE 30 CAS**

**THESE**

**POUR LE DIPLOME D'ETAT DE DOCTEUR EN  
MEDECINE**

---

présentée et soutenue publiquement le 13 octobre 1992

PAR

Nicolas FAYE

né le 22 août 1959 à Paris

EXAMINATEURS DE LA THESE

Monsieur le Professeur PECOUT  
Monsieur le Professeur ARNAUD  
Monsieur le Professeur MOREAU  
Monsieur le Professeur MOULIES

- Président  
- Juge  
- Juge  
- Juge

UNIVERSITE DE LIMOGES  
FACULTE DE MEDECINE

\* \* \* \* \*

- DOYEN DE LA FACULTE

Monsieur le Professeur BONNAUD

- ASSESEURS

Monsieur le Professeur PIVA

Monsieur le Professeur COLOMBEAU

- PERSONNEL ENSEIGNANT

\* PROFESSEURS DES UNIVERSITES

ADENIS Jean Paul

Ophthalmologie

ALAIN Luc

Chirurgie infantile

ARCHAMBEAUD Françoise

Médecine interne

ARNAUD Jean-Paul

Chirurgie orthopédique et

Traumatologie

BARTHE Dominique

Histologie, Embryologie

BAUDET Jean

Clinique obstétricale et

Gynécologie

BENSAID Julien

Clinique médicale cardiologique

BONNAUD François

Pneumo-Phtisiologie

BONNETBLANC Jean-Marie

Dermatologie

BORDESSOULE Dominique

Hématologie et Transfusion

BOULESTEIX Jean

Pédiatrie

BOUQUIER Jean-José

Clinique de Pédiatrie

BRETON Jean-Christian

Biochimie

CAIX Michel

Anatomie

CATANZANO Gilbert

Anatomie pathologique

CHASSAIN Albert

Physiologie

CHRISTIDES Constantin

Chirurgie thoracique et cardiaque

COLOMBEAU Pierre

Urologie

CUBERTAFOND Pierre

Clinique de chirurgie digestive

DE LUMLEY WOODYEAR Lionel

Pédiatrie

DENIS François	Bactériologie-Virologie
DESCOTTES Bernard	Anatomie
DESPROGES-GOTTERON Robert	Clinique thérapeutique et rhumatologique
DUDOGNON Pierre	Rééducation fonctionnelle
DUMAS Michel	Neurologie
DUMAS Jean-Philippe	Urologie
DUMONT Daniel	Médecine du travail
DUPUY Jean-Paul	Radiologie
FEISS Pierre	Anesthésiologie et Réanimation chirurgicale
GAINANT Alain	Chirurgie digestive
GAROUX Roger	Pédopsychiatrie
GASTINNE Hervé	Réanimation médicale
GAY Roger	Réanimation médicale
GERMOUTY Jean	Pathologie médicale et respiratoire
GUERET Pascal	Cardiologie et Maladies vasculaires
HUGON Jacques	Histologie-Embryologie-Cytogénétique
LABADIE Michel	Biochimie
LABROUSSE Claude	Rééducation fonctionnelle
LASKAR Marc	Chirurgie thoracique et cardio-vasculaire
LAUBIE Bernard	Endocrinologie et Maladies métaboliques
LEGER Jean-Marie	Psychiatrie d'adultes
LEROUX-ROBERT Claude	Néphrologie
LIOZON Frédéric	Clinique Médicale A
LOUBET René	Anatomie pathologique
MALINVAUD Gilbert	Hématologie
MENIER Robert	Physiologie
MERLE Louis	Pharmacologie
MOREAU Jean-Jacques	Neurochirurgie
MOULIES Dominique	Chirurgie infantile
OLIVIER Jean-Pierre	Radiothérapie et Cancérologie
OUTREQUIN Gérard	Anatomie
PECOUT Claude	Chirurgie orthopédique et traumatologie
PESTRE-ALEXANDRE Madeleine	Parasitologie
PILLEGAND Bernard	Hépatologie-Gastrologie-Entérologie
PIVA Claude	Médecine légale
RAVON Robert	Neurochirurgie
RIGAUD Michel	Biochimie

ROUSSEAU Jacques  
SAUTEREAU Denis  
SAUVAGE Jean-Pierre  
TABASTE Jean-Louis  
TREVES Richard  
VALLAT Jean-Michel  
VANDROUX Jean-Claude  
WEINBRECK Pierre

Radiologie  
Hépatogastro-entérologie  
Oto-rhino-laryngologie  
Gynécologie-obstétrique  
Thérapeutique  
Neurologie  
Biophysique  
Maladies infectieuses

SECRETARE GENERAL DE LA FACULTE - CHEF DES SERVICES  
ADMINISTRATIFS

POMMARET Maryse

*Ce travail est dédié à tous mes maîtres, aînés et collègues, en reconnaissance des conseils et encouragements qu'ils ont su me prodiguer tout au long de mon Internat.*

# PLAN

<b>INTRODUCTION</b>	<b>p.6</b>
<b>ASPECTS BIOMECANIQUES</b>	<b>p.11</b>
<b>PRESENTATION DE LA SERIE</b>	<b>p.51</b>
<b>RESULTATS</b>	<b>p.78</b>
<b>DISCUSSION</b>	<b>p.100</b>
<b>CONCLUSION</b>	<b>p.113</b>
<b>BIBLIOGRAPHIE</b>	<b>p.117</b>
<b>TABLE DES MATIERES</b>	<b>p.131</b>

1

# *INTRODUCTION*

A - HISTORIQUE p.8

B - INCIDENCE - FREQUENCE p.8

C - OBJET DE L'ETUDE p.9

## **A - HISTORIQUE**

Cette rare complication fut décrite pour la première fois par Horwitz et Lenobel en 1954<sup>(35)</sup> ( à propos d'un cas de fracture intertrochantérienne tardive du fémur chez une patiente porteuse d'une prothèse de Thompson)

La plupart des publications concernent des séries de petite taille correspondant à des périodes d'observation d'environ une décennie, dans des services où sont réalisées un grand nombre d'arthroplasties de hanche par prothèse totale.

## **B - INCIDENCE - FRÉQUENCE**

L'incidence de cette complication est comprise entre 0,1 % et 2 %. Pour certains, elle arrive loin derrière les infections, luxations, descellements et ossifications hétérotopiques.(SCHULITZ<sup>(85)</sup> ; NOLAN<sup>(62)</sup>). Pour d'autres, elle figure au troisième rang des complications tardives après les descellements et les infections.(MÜLLER<sup>(60)</sup> ; MAESS<sup>(53)</sup>)

Mais on constate que la population à risque de ce type de fracture s'accroît, comprenant des patients porteurs de prothèse totale de hanche depuis de longues années, des patients multiopérés (l'incidence serait de 4 à 5% en cas d'arthroplastie itérative selon COURPIED) et des patients de plus en plus âgés (en raison de l'augmentation de l'espérance de vie).

On peut espérer néanmoins que la meilleure connaissance de ce problème, le perfectionnement des techniques de scellement fémoral, l'avènement de nouveaux matériaux et de nouvelles conceptions des prothèses, et enfin la meilleure maîtrise des techniques de reprise de prothèse, permettront d'en diminuer la fréquence.

## **C - OBJET DE L'ÉTUDE**

La population de prothèses de hanche suivie dans le service d'OrthopédieTraumatologie du CHU Dupuytren comprend essentiellement des prothèses type Charnley, type Charnley-Müller, type Lagrange Letournel, type Mac Kee Farrar.

Entre 1978 et 1989 ont été observés 30 cas de fracture du fémur. Nous avons cherché à comprendre le mécanisme de ces fractures et rappeler quelques notions de prévention. Après confrontation de nos résultats à ceux des autres séries, nous avons tenté d'établir une stratégie thérapeutique.

Principales séries de fractures fémorales sous prothèse à  
composante fémorale scellée

auteur	période d'observation	nbre d'arthroplasties	type de prothèse	nbre fractures post opérateur.fémorale	incidence
Adolphson	1975-1983	1539	PTH cimentée	21	
Bernd	1972-1988			14	
Bettea			PTH cimentée	31	
Blatter	1972-1986	4280	PTHcimentée	33	0,77%
Cooke*	1972-1983		PTH cimentée	75	
Courpied	1970-1984		PTH cimentée	25	
Dietschl		1136		10	0,87%
Duparc	1969-1986		PTH cimentée " sans ciment P. de Moore	33 dont 26 PTH cimentées	
Fredin	1968-1982	1961	PTH cimentée	11	
Hansen	1963-1972		PTH cimentée	25	
Harrington	1966-1972		PTH cimentée	30	
Jäger	1968-1979	2300	PTH cimentée	20	0,87%
Jarde	1974-1986	7000	PTH cimentée P.fémorale cimentée	36 dont 29 PTH	0,5%
Jensen*			PTH cimentée Moore ciment Moore	139 dont 55 cimentées	
Johansson*	1970-1979		PTH cimentée	14	
Löwenhielm	1968-1983	1442	PTH cimentée	14	
Mac Elfresh	1969-1972	5400	PTH cimentée	7	0,13%
Mayer	T = 10 ans	1890	Müller cimentée	11	
Müller	1969-1974	1033	PTH cimentée	7	
Parrish			PTH cimentée	9	
Rabenseifner	1968-1979	1729	PTH cimentée	6	
Schwarz	1963 - 1980	2300	PTH cimentée	18	0,74%
Scott		5000	PTH cimentée	7	0,1%
Springer	1966-1980	2500	PTH cimentée	12	0,48%
Toni	1969-1982		PTH cimentée	8	
Vichard	1969-1982		PTH cimentée	18	
Zielkens	1980-1987		PTH cimentée	37	

\* = Etude multicentrique

2

*ASPECTS*

*BIOMECHANIQUES*

<b>A - BIOMECANIQUE DU FEMUR NORMAL</b>	p.12
<b>1 - Rappel de biomécanique tissulaire</b>	p.14
1.1 - Os cortical diaphysaire	p.14
1.2 - Os spongieux épiphysaire	p.14
1.3 - Notion de remodelage osseux	p.14
<b>2 - Comportement biomécanique du fémur</b>	p.16
2.1 - Déformation du fémur	p.16
2.2 - Notion d'adaptation aux contraintes	p.18
2.3 - Etude des contraintes exercées sur le fémur	p.19
2.3.a - Rappel des méthodes	p.19
a - $\alpha$ - Photoélasticité	p.19
a - $\beta$ - Jauges d'extensométrie électrique	p.19
a - $\gamma$ - Modélisation mathématique	p.21
2.3.b - Résultats	p.21
2.3.c - Conséquence morphologique	p.24
2.3.d - Résistance du fémur aux contraintes	p.24
<b>B - BIOMECANIQUE DU FEMUR PROTHESE</b>	p.26
<b>1 - Description simplifiée de l'ensemble os-implant</b>	p.29
<b>2 - Transfert de charge entre implant et os</b>	p.30
2.1 - Nouvelle distribution des contraintes	p.32
2.1.a - Région intertrochantérienne-calcar	p.32
2.1.b - Partie moyenne de la prothèse	p.32
2.1.c - Extrémité du pivot	p.34
2.1.d - A distance du pivot	p.34
2.1.e - Conclusion	p.34
2.2 - Jonction os - ciment - prothèse	p.34
2.3 - Paramètres influençant la distribution des contraintes	p.35
2.3.a - Indépendants du patient	p.35

2.3.b - Dépendants du patient	p.35
b1 - Poids du corps	
b2 - Qualité de l'os environnant	
<b>3 - Biologie de la jonction os - ciment</b>	<b>p.36</b>
3.1 - Réaction normale de l'os au ciment	p.36
3.2 - Réaction corticale aux contraintes	p.36
<b>4 - Conclusion</b>	<b>p.37</b>

## **C - MECANISMES DE LA FRACTURE DU FEMUR PROTHESE**

<b>1 - Descellement</b>	<b>p.38</b>
<b>2 - Fragilisation du support osseux</b>	<b>p.39</b>
<b>3 - Malrépartition des contraintes</b>	<b>p.40</b>
<b>4 - Traumatisme violent</b>	<b>p.40</b>

## **D - PROBLEMES MECANIQUES POSES PAR LES FRACTURES DU FEMUR PROTHESE**

<b>1 - En cas de descellement</b>	<b>p.41</b>
1.1 - Fracture dont le point de départ est une zone fragilisée	p.41
1.1.a - Stabilisation de la fracture	p.41
1.1.b- Suppression de la zone fragile	p.43
1.2 - Fracture de fatigue survenant sur une zone de discontinuité élastique brutale	p.43
<b>2 - En présence d'un descellement</b>	<b>p.43</b>
2.1 - Support osseux correct	p.45
2.2 - Dégradation du support osseux	p.45
<b>3 - Conclusion</b>	<b>p.50</b>

Sont envisagées successivement l'étude du comportement biomécanique du fémur normal, puis l'étude des modifications consécutives à la mise en place d'un implant intramédullaire scellé et enfin les aspects mécaniques de la fracture du fémur prothésé et de son traitement.

## **A - BIOMECANIQUE DU FEMUR NORMAL**

### **1 - Rappel de biomécanique tissulaire**

#### **1.1 - Os cortical diaphysaire**

Le tissu compact de la diaphyse fémorale est constitué d'ostéones disposés longitudinalement, caractérisés par des lamelles de fibres collagènes concentriques autour d'un canal central de Havers.

Entre les fibres collagènes parallèles s'infiltrent une substance fondamentale et des sels de calcium. Chaque lamelle concentrique est creusée de lacunes ou ostéoplastes longeant les ostéocytes.

#### **1.2 - Os spongieux épiphysaire**

Les lamelles osseuses prennent ici une disposition en travées contenant des ostéoplastes et ostéocytes.

#### **1.3 - Notion de remodelage osseux**

L'os est le siège d'un remaniement permanent faisant intervenir des phénomènes de résorption et de formation osseuse.

L'homéostasie osseuse est atteinte grâce à l'influence combinée de facteurs hormonaux et mécaniques.

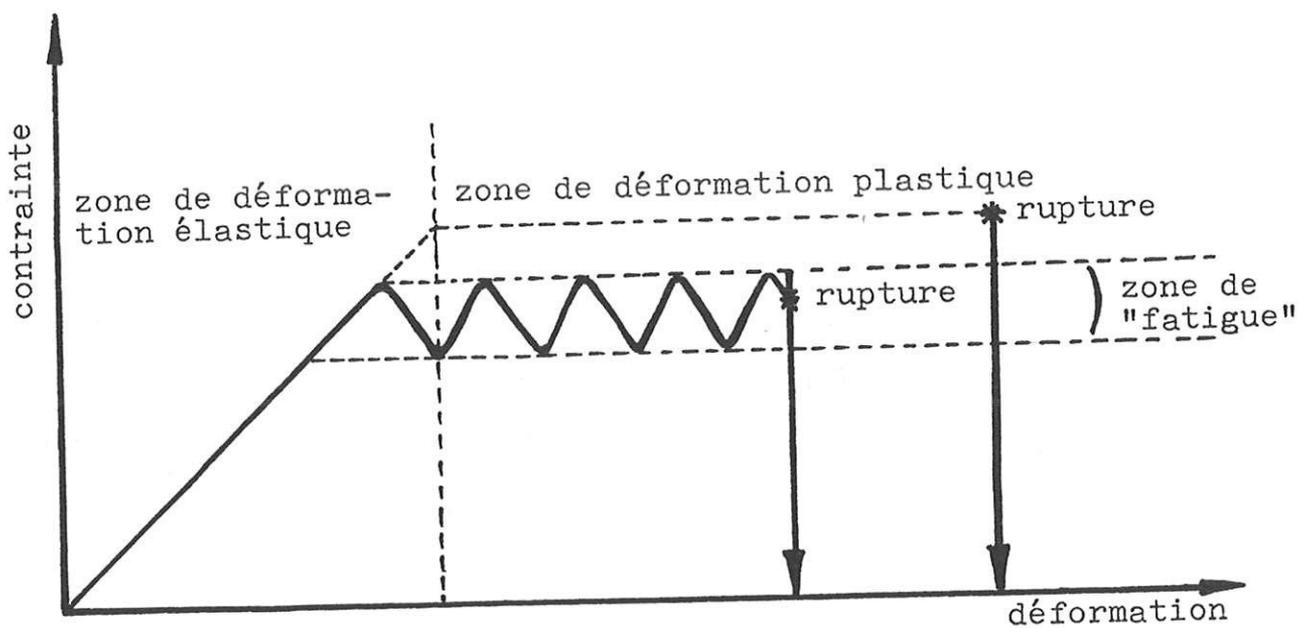


Figure n° 1 Courbe contrainte-déformation

## 2 - Comportement biomécanique du fémur

### 2.1 - Déformation du fémur

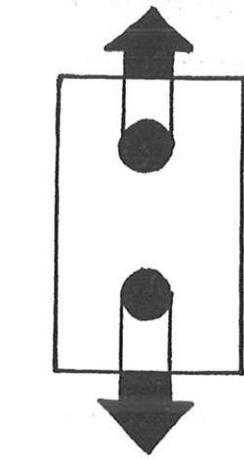
Le fémur se déforme proportionnellement à l'intensité des forces qui lui sont appliquées.

Dans des conditions expérimentales assimilant le fémur à une éprouvette osseuse uniforme et normalisée, on obtient une courbe idéale contrainte /déformation représentée sur la figure n°1.

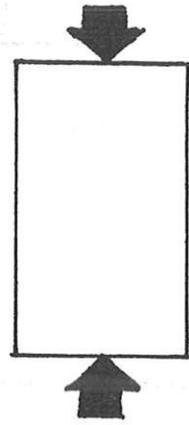
La contrainte est la force rapportée à l'unité de surface  $C = F/S$  exprimée en Pascal (ou  $\text{kg}/\text{mm}^2$ )

Bien entendu, ces conditions expérimentales ne correspondent pas à la réalité dans laquelle intervient la notion d'anisotropie osseuse.

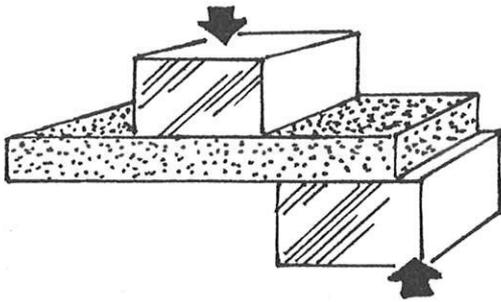
La notion de contrainte elle-même n'est pas simple. Les sollicitations pures ne faisant intervenir que la compression ou la tension ou le cisaillement n'existent pratiquement jamais au niveau du fémur. Dans des conditions physiologiques, le fémur est soumis à des sollicitations composées associant différentes sollicitations pures ayant chacune une répartition régionale préférentielle. (figure n°2)



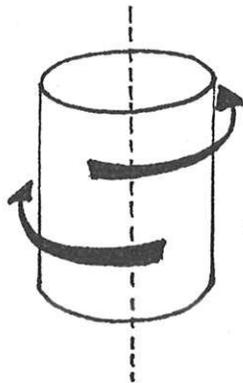
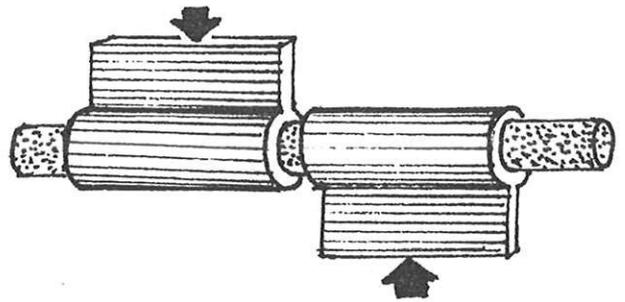
a) traction



b) compression

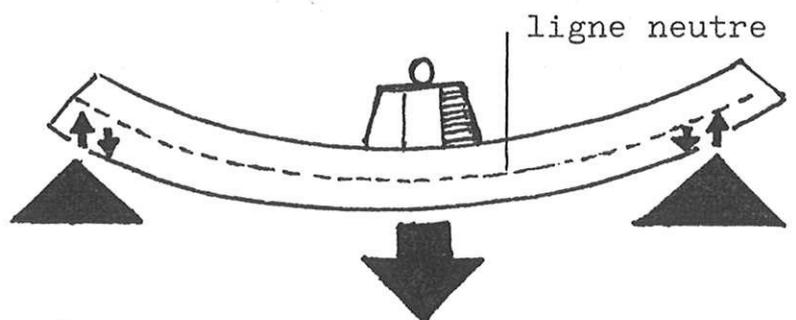


c) tests de cisaillement



d) torsion

Figure n° 2  
Types de contrainte



e) flexion et cisaillement

## 2.2 - Notion d'adaptation aux contraintes

Wolf a le premier, en 1892, formulé la loi de transformation fonctionnelle de l'os.

L'acquisition par le fémur d'une forme et d'une masse déterminée génétiquement a nécessité sa mise en charge, facteur de modelage au cours de la croissance, puis facteur de remodelage permanent au cours de la vie. L'os s'adapte au stimulus ostéogénique permanent que représente l'activité physique. Sa résistance et sa rigidité varient en fonction de la direction des contraintes qui lui sont appliquées. De nombreux arguments corroborent ce principe :

Ainsi, la diaphyse fémorale, qui subit des contraintes en flexion, a une structure tubulaire (en tige creuse) possédant une résistance plus forte à la flexion qu'une tige pleine. De même, l'élargissement observé au niveau de l'épiphyse inférieure, est destiné telle la semelle d'un pilier, à résister aux contraintes en compression. La disposition en colonnes parallèles des ostéons diaphysaires et leur réorientation trabéculaire en zone épiphysaire témoignent bien d'une adaptation fonctionnelle. Au niveau de l'extrémité supérieure du fémur, la disposition des travées est orthogonale selon des lignes de force principales conférant au système le maximum de force avec le minimum de tissu osseux.

ROHLMANN<sup>(80)</sup> a comparé les caractéristiques biomécaniques des coupes épiphysaires supérieures et épiphysaires inférieures de fémurs dans des conditions de mise en charge. Il retrouve une liaison étroite entre l'intensité et la direction des contraintes et les paramètres biomécaniques suivants : résistance à la compression, limite d'élasticité, module d'élasticité et densité osseuse. Tous ces paramètres sont plus élevés au niveau de l'extrémité supérieure du fémur, zone où les contraintes sont plus élevées.



L'existence d'un parallélisme entre l'intensité des contraintes et l'épaisseur des corticales constitue un argument supplémentaire.

### **2.3 - Etude des contraintes exercées sur le fémur.**

#### **2.3.a - Rappel des méthodes**

##### **a.α - Photoélasticité**

Cette méthode peu employée en raison de son manque de fiabilité repose sur la propriété de certains plastiques de diffracter la lumière. Une couche de matière plastique est déposée sur l'os. Les franges colorées obtenues par diffraction sont proportionnelles dans leur ordre d'apparition à la contrainte.

##### **a.β - Jauges d'extensométrie électrique**

Ces jauges de contrainte sont en fait des jauges de déformation, petits conducteurs, microrésistances dont la résistance varie en fonction de la déformation qu'elles subissent : principes émis par Lord Kelvin (1856).

Elles sont sensibles au  $1/10^6$  de mm.. Leur intérêt vient du fait qu'elles ne se déforment que selon un champ de contrainte donnant ainsi selon la position où elles sont placées, les déformations dues uniquement à la tension, à la compression ou au cisaillement dans la zone réduite envisagée.

Blaimont a utilisé 80 jauges pour l'extrémité supérieure du fémur. Il existe des jauges unidirectionnelles ne comptant qu'une contrainte, mais il existe aussi des jauges en rosettes, multidirectionnelles.

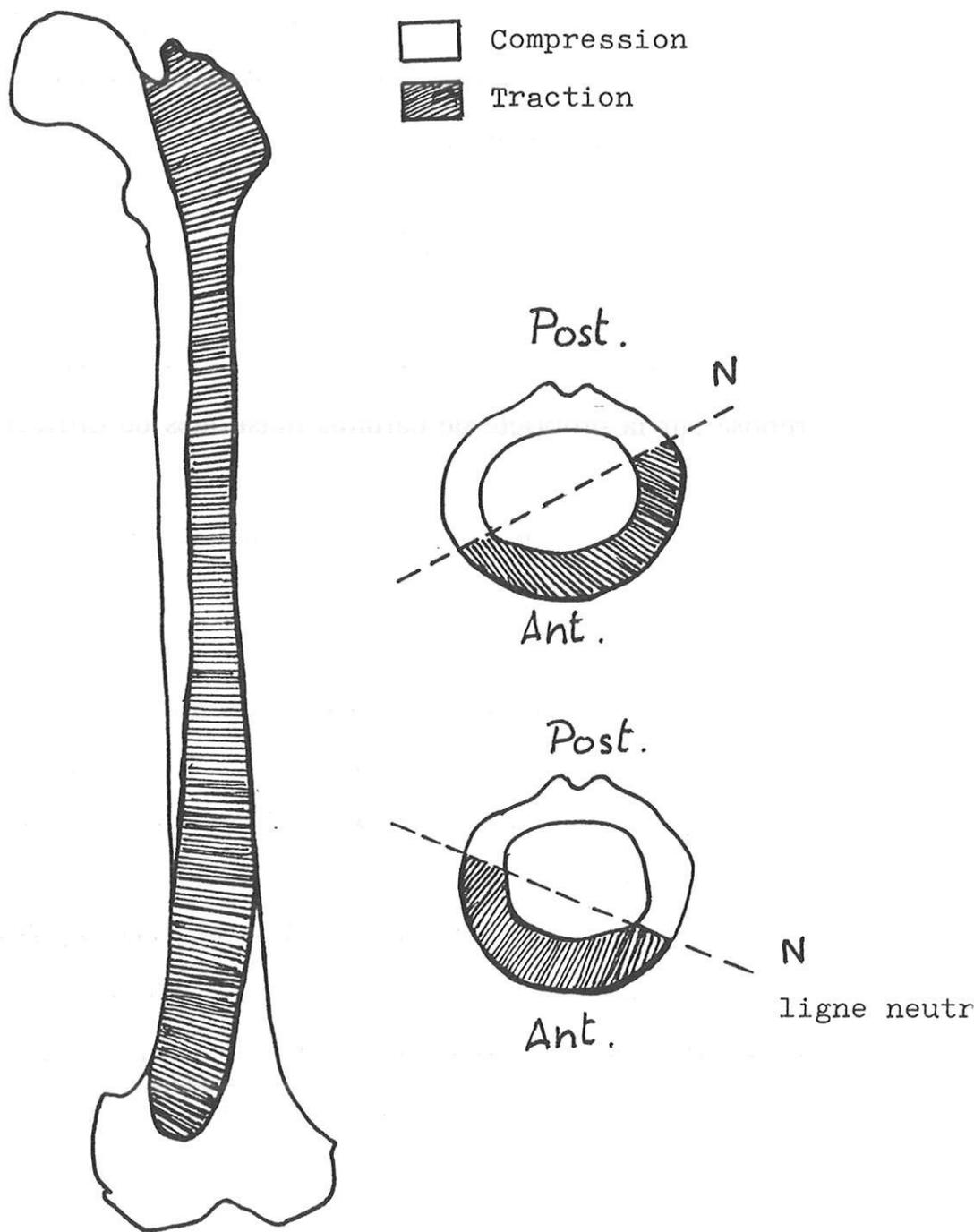


Figure n° 3 Distribution des contraintes du fémur normal

### a.γ - Modélisation mathématique

La méthode des éléments finis permet une modélisation tridimensionnelle du fémur, par une division graphique en petits éléments juxtaposés réunis par des "noeuds" dont sera étudié le déplacement sous l'effet des charges extérieures.

La fiabilité du modèle doit être testée par comparaison avec les données expérimentales obtenues par jauges de contraintes.

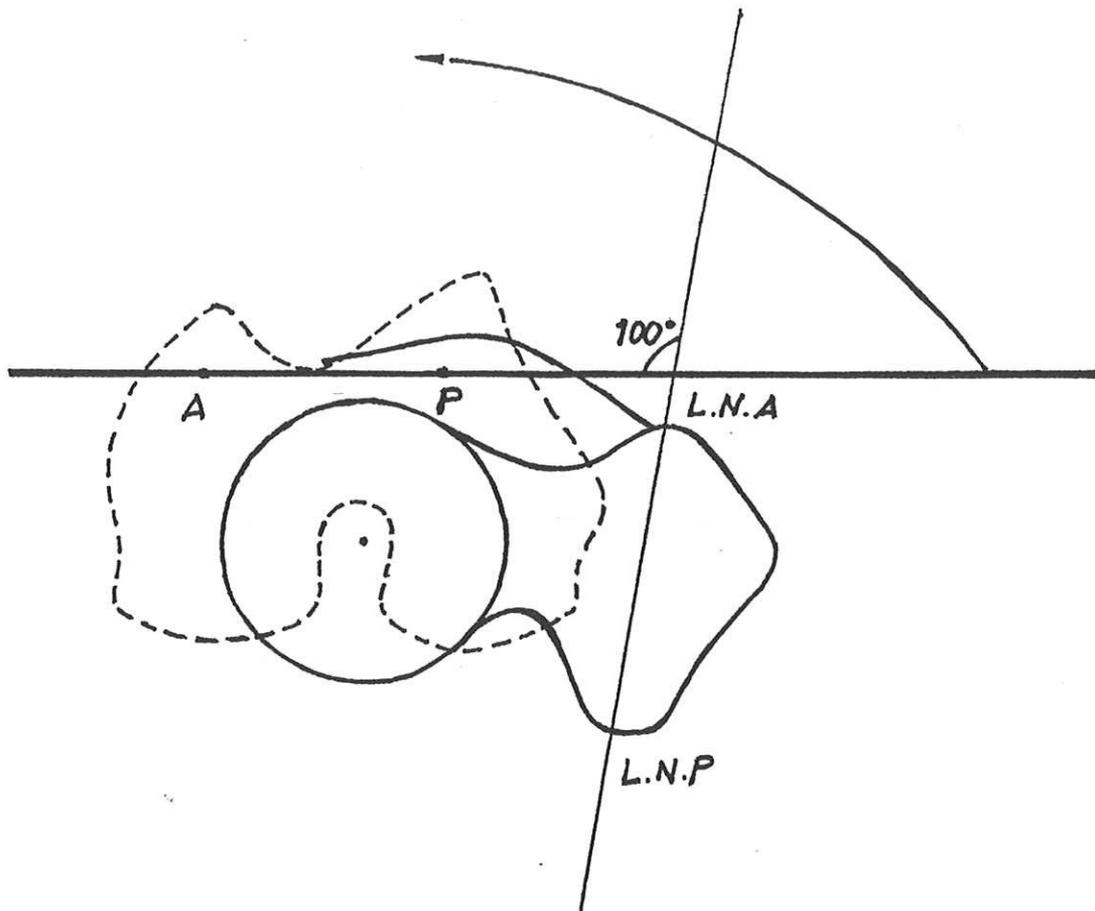
Cette méthode a des limites (erreurs liées à l'anisotropie et l'inhomogénéité de l'os) et ne permet de tirer de conclusions quantitatives sans risque d'erreur.

### 2.3.b - Résultats

Le fémur mis en charge selon un axe mécanique subit une contrainte en flexion décomposée en contraintes élémentaires de traction et de compression qui s'enroulent l'une autour de l'autre en spirale de haut en bas de la diaphyse dans le sens antihoraire sur le fémur droit et horaire pour le fémur gauche. (figure n°3).

A chaque niveau, la valeur maximale de la compression excède celle de la traction. Le plan neutre présente, de la région trochantérienne jusqu'à la région sous condylienne une rotation de 100 degrés. (figure n°4).



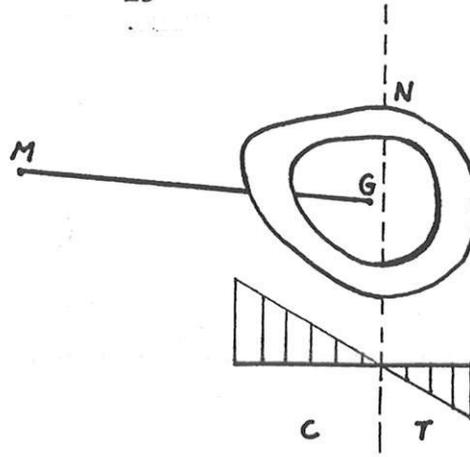


LNA = ligne neutre antérieure au niveau de la métaphyse inférieure

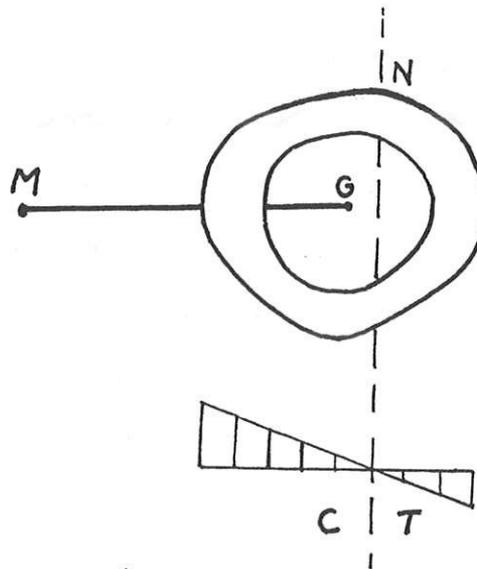
LNP = ligne neutre postérieure au niveau de la métaphyse supérieure

Figure n° 4 Variation angulaire de l'axe neutre

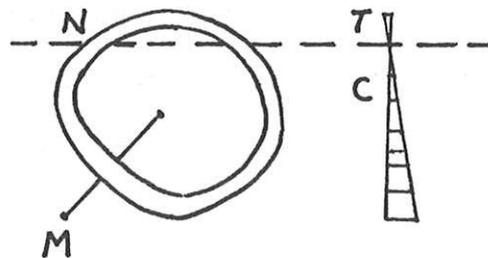
1/3 supérieur  
du fémur



1/3 moyen  
du fémur



1/3 inférieur  
du fémur



MG = bras de levier de la force fléchissante  
N = axe neutre  
T = traction  
C = compression

Figure n° 5 Distribution des contraintes du fémur normal

### 2.3.c - Conséquence morphologique (figure n°5)

- Au niveau du 1/3 supérieur du fémur, les zones corticales soumises à la tension (corticale médiale) et à la compression (corticale latérale) sont plus épaisses que les zones neutres (antérieure et postérieure). Le grand axe de la section se superpose pratiquement au bras de levier de la force fléchissante (MG).

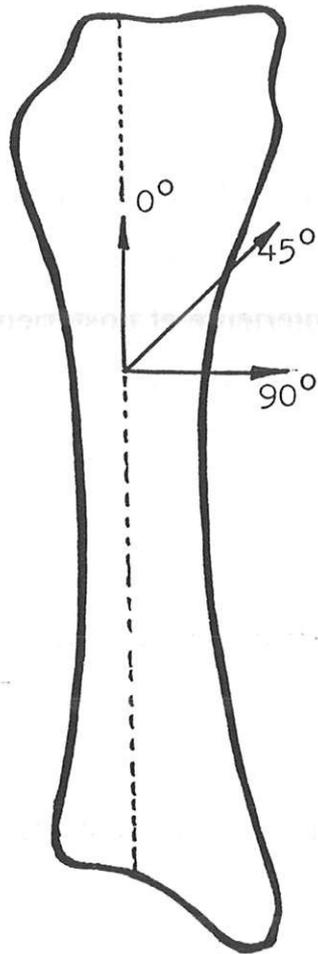
- Au niveau du 1/3 moyen, le bras de levier de la force fléchissante diminue. L'épaisseur des corticales tend à s'égaliser ce qui rend ce segment diaphysaire apte à bien résister aux sollicitations en torsions importantes à ce niveau.

On retrouve la répartition médiale pour les contraintes en compression, latérale pour les contraintes en tension avec axe neutre dans un plan sagittal.

- Au niveau du 1/3 inférieur, le moment fléchissant est faible, l'axe neutre est frontal et se rapproche de la corticale antérieure. Les sollicitations en traction sont antérieures et très faibles. Les contraintes en compression sont prédominantes et postérieures, d'où la plus grande épaisseur de la corticale postérieure.

### 2.3.d - Résistance du fémur aux contraintes

Une charge de 100 kilogrammes appliquée sur la tête du fémur engendre une contrainte théorique de compression de 220 kilogrammes /cm<sup>2</sup> à 5 centimètres sous le petit trochanter. Le fémur peut sans se rompre subir une charge céphalique de 900 kilogrammes qui suppose une contrainte théorique de 1280 kilogrammes/cm<sup>2</sup> ! Or, la contrainte de rupture obtenue expérimentalement sur éprouvette de traction prélevée à cet endroit ne dépasse pas 850 kg/cm<sup>2</sup>. Ces résultats paradoxaux s'expliquent par l'anisotropie de l'os, son hétérogénéité physique : (figure n°6)



angle	TRACTION		COMPRESSION	
	Module d'Young	Résistance limite	Module d'Young	Résistance limite
0°	1700	12	2600	10
45°	1150	4,2	400	5
90°	1000	,3	1000	3

Figure n° 6 Résistance de l'os à la traction et à la compression selon la direction de la contrainte (unités en Kgf/mm<sup>2</sup>)

Le module d'élasticité d'Young dépend en effet du type de contrainte exercée.

E compression longitudinale =  $2 \cdot 10^4$  MPa

E traction =  $1,2 \cdot 10^4$  MPa

E compression radiale =  $0,65 \cdot 10^4$  MPa

E torsion =  $0,65 \cdot 10^4$  MPa

L'os est donc moins résistant en torsion et compression radiale qu'en traction, et moins résistant en traction qu'en compression longitudinale. De plus, au sein même de l'épaisseur corticale, le module d'Young varie, comme le montrent les études en extensométrie. Si le module d'Young était égal dans toute l'épaisseur de l'os, les couches osseuses périostées et sous périostées les plus déformées seraient également les plus sollicitées (les contraintes étant proportionnelles aux déformations). Mais E diminue de l'endoste ( $2,6 \cdot 10^4$  MPa) au périoste ( $1,4 \cdot 10^4$  MPa) ce qui tend à uniformiser les contraintes intra osseuses, à les répartir également dans la corticale osseuse.

Ce mécanisme qui suppose une adaptation de l'élasticité osseuse aux sollicitations rend compte de l'extraordinaire résistance de l'os aux efforts de flexion.

Enfin, la résistance de l'os fait intervenir aussi le rôle des poutres composites os-muscle avec pour le fémur la force considérable T du fascia lata agissant comme précontrainte en compression devant neutraliser les contraintes latérales en tension. (figure n°7)

## **B - BIOMECHANIQUE DU FEMUR PROTHESE**

Un pivot fémoral implanté dans le fémur constitue un corps tridimensionnel composé de métal, ciment et os compact et spongieux.



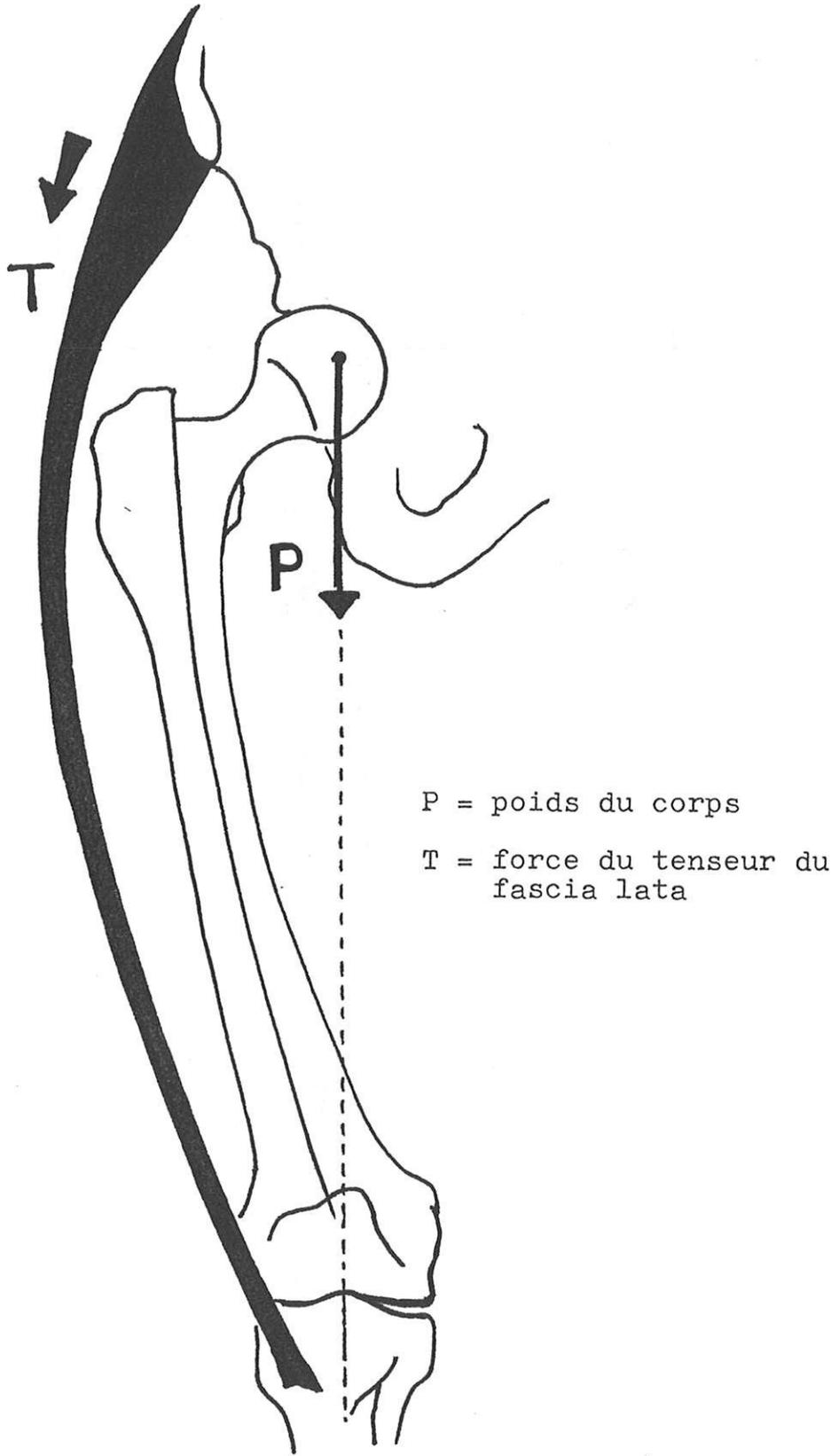


Figure n° 7 Rôle du tenseur du fascia lata

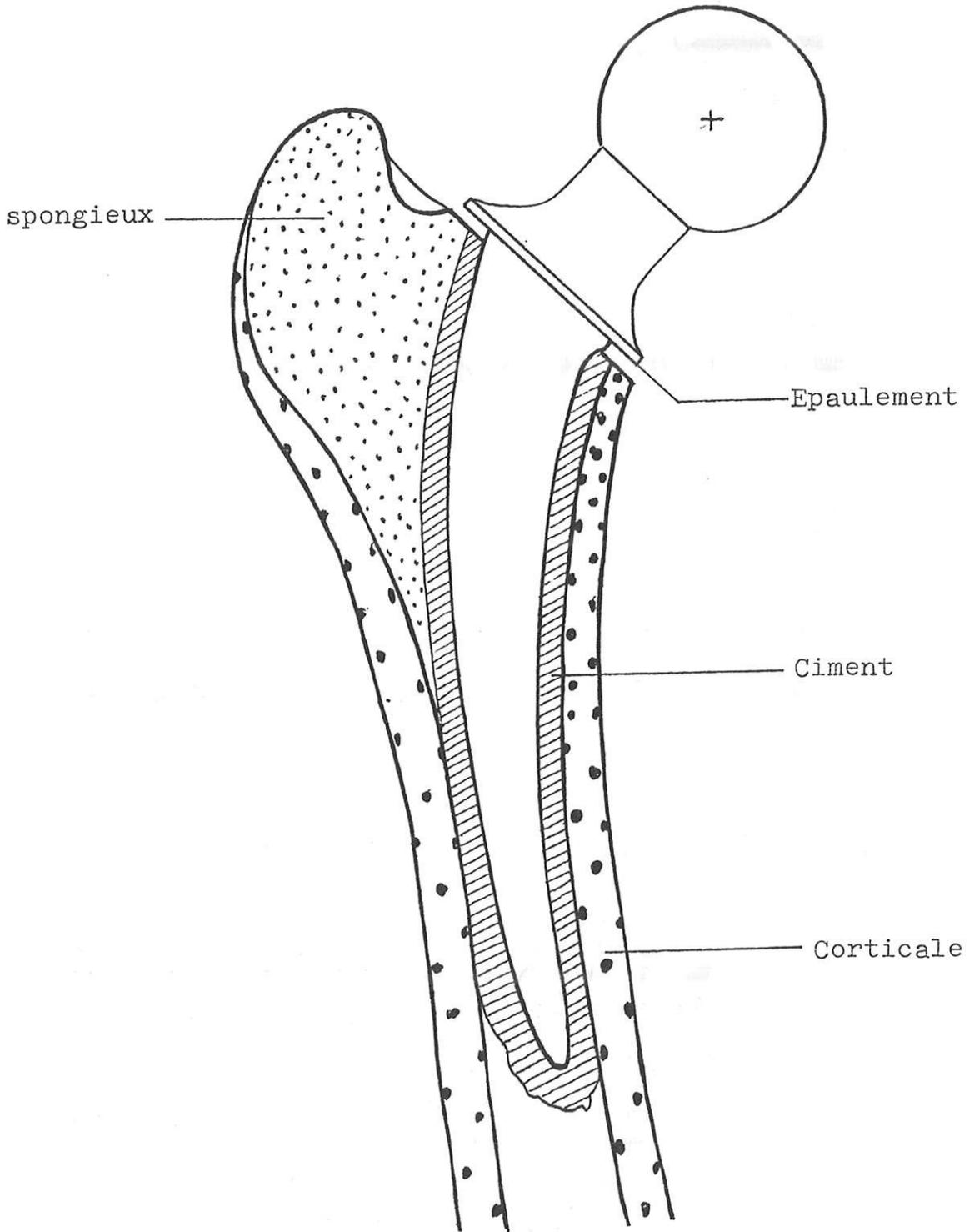


Figure n° 8 Ensemble implant-fémur

D'importantes modifications interviennent au niveau de la répartition des contraintes , dont la description, associée à celle des transferts de charge entre les différents éléments du corps tridimensionnel, permettra de prévoir les mécanismes pouvant entraîner une fracture fémorale.

## 1 - Description simplifiée de l'ensemble os-implant

Les différentes prothèses fémorales observées dans notre série conçues d'après les principes de base de Charnley en 1960) ont en commun le souci qu'a eu leur concepteur d'adapter leur forme à l'anatomie du fémur, d'adapter la qualité des matériaux à leur nécessité de résister à d'importantes contraintes et de permettre une répartition harmonieuse de ces contraintes assurant la stabilité de l'implant.

L'adhésion est située à l'interface ciment-prothèse. Elle est améliorée par un traitement préalable à la surface des implants. Le ciment acrylic (polyméthylméthacrylate (PMMA) ne possède aucune propriété adhésive avec l'os. Il réalise seulement un ancrage mécanique dans les anfractuosités osseuses.

Les propriétés mécaniques de ce matériau composite ciment-os spongieux sont intermédiaires entre celle du ciment et celle de l'os spongieux.

Modules d'élasticité		Propriétés mécaniques du ciment	
os spongieux	340 MPa 34 kg/mm <sup>2</sup>	module d'Young	2500MPa
ciment	2500 MPa 250 kg/mm <sup>2</sup>	résistance à la rupture	
os cortical	20000 MPa 200 kg/mm <sup>2</sup>	en traction	25 MPa
		en compression	80 MPa
		élongation à la rupture	5%
		résistance à la fatigue	
		à 10 <sup>8</sup> cycles	14 MPa



De nombreux facteurs peuvent modifier les propriétés mécaniques du ciment : température ambiante lors de la préparation, fréquence du mouvement lors du mélange, rôle des additifs (carbone-kevlar).

## 2 - Transfert de charge entre implant et os

Le pivot transmet les forces appliquées sur la hanche pendant l'activité du membre inférieur, à la partie proximale du fémur par l'intermédiaire du ciment.

Cette nouvelle situation entraîne une redistribution des contraintes, étudiée dans des conditions statiques selon les mêmes principes d'extensométrie ou de modélisation mathématique (PASSUTI (71)).

L'ensemble des travaux étudiant la distribution des contraintes du complexe implant-os avait pour objectif la conception d'un implant se rapprochant le plus des conditions biomécaniques optimales de répartition des charges. Nous décrirons brièvement les résultats, en détaillant cependant les paramètres influant directement sur le risque de fracture fémorale.

Distribution des contraintes implant-fémur
--

MARKOLF (1975)
----------------

KEMPF (1976)
--------------

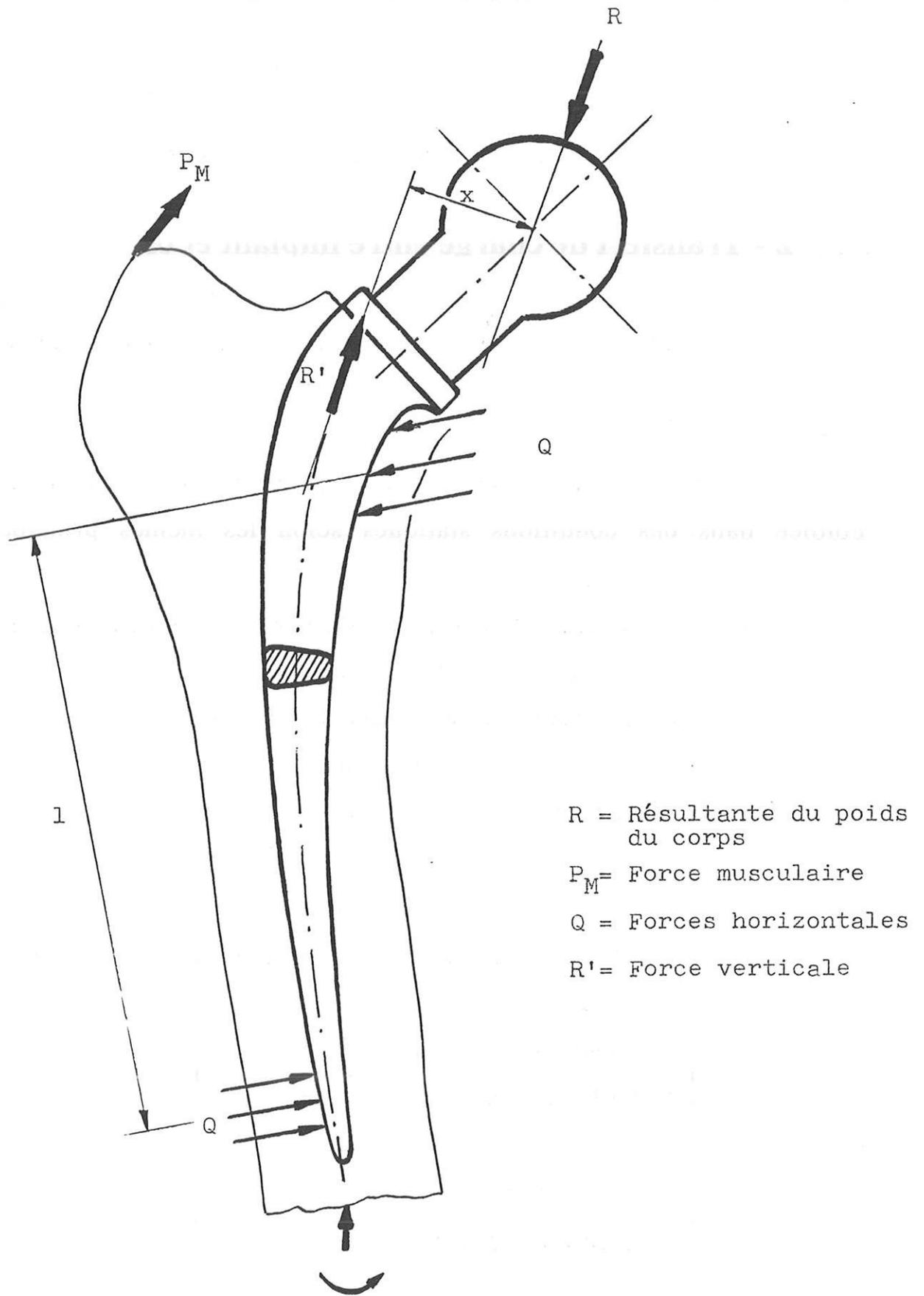
ANDRIACCHI (1976)
-------------------

RÖHRLE (1977)
---------------

OH (1978)
-----------

CROWNINSHIELD (1980)
----------------------

ROHLMANN (1983)
-----------------



$R$  = Résultante du poids  
du corps  
 $P_M$  = Force musculaire  
 $Q$  = Forces horizontales  
 $R'$  = Force verticale

Figure n° 9 Distribution des forces s'exerçant sur le pivot fémoral

## 2.1 - Nouvelle distribution des contraintes

Elle est étudiée dans des conditions de mise en charge quasi verticale simulant la hanche lors de la marche (résultante du poids du corps inclinée à 15°)

Les forces s'exerçant sur la tige fémorale peuvent être décomposées en :

- une force horizontale qui tend à infléchir le pivot (figure n°9), qui se distribue à l'os en deux aires supéro interne (calcar) et inféro externe soumises respectivement à des contraintes de compression et de tension. Ces forces sont transmises à l'os grâce à l'élasticité du ciment (la rigidité en flexion de la prothèse étant nettement inférieure à celle du fémur).
- une force verticale transmettant au ciment des forces de cisaillement le long de la tige qui soumettent l'extrémité distale de la tige à des forces de tension.

La nouvelle distribution des contraintes est la suivante : (figure n°10)

### 2.1.a - Région intertrochantérienne-calcars

Les contraintes en compression subies par le calcar sont nettement diminuées par la mise en place d'un implant prothétique (jusqu'à 40% des contraintes du fémur normal).

Sur la face latérale, les contraintes en tension sont également diminuées.

### 2.1.b - Partie moyenne de la prothèse

La répartition est inchangée : tension à la face ventrolatérale, compression à la face dorsomédiale. Dans le fémur normal, c'est à ce niveau

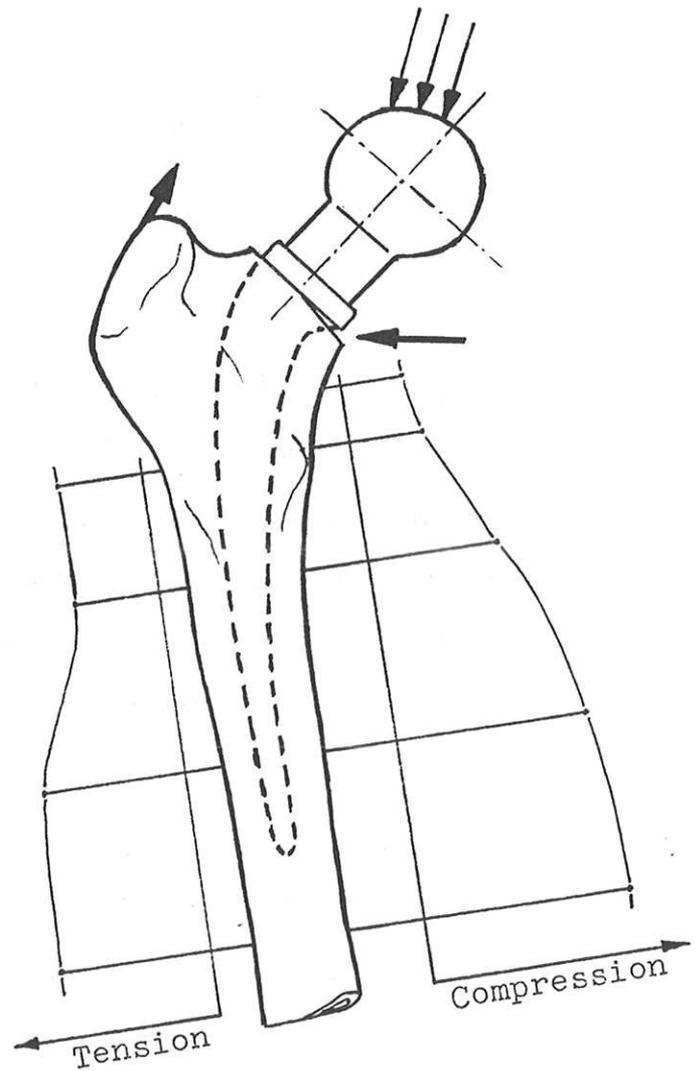
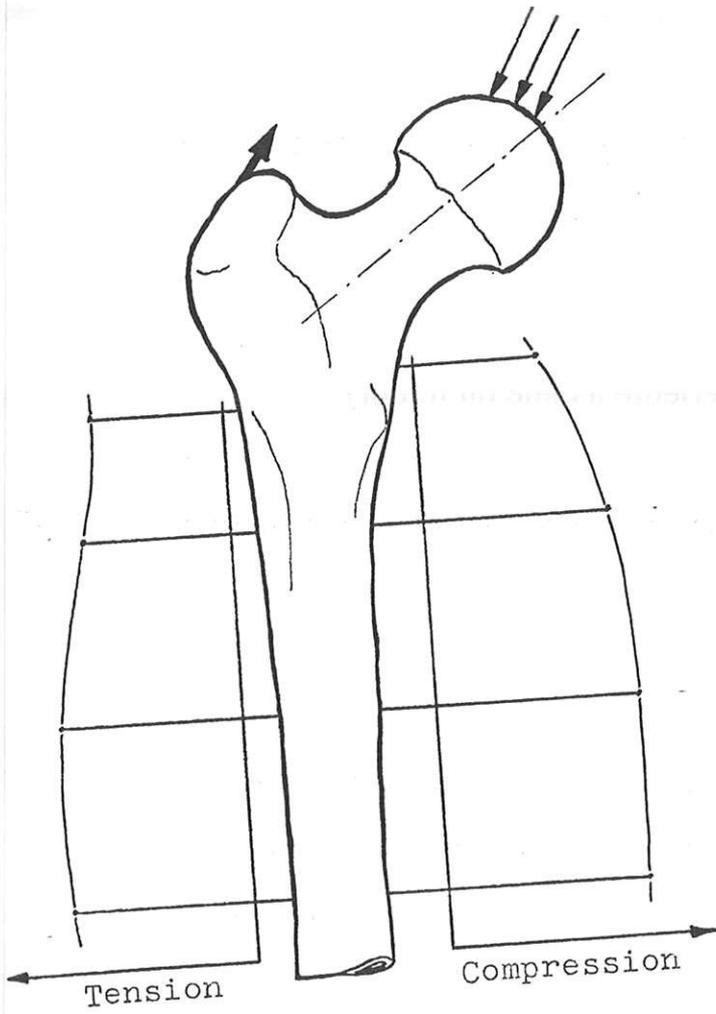


Figure n° 10

Comparaison des contraintes  
Fémur normal - fémur prothésé

que l'on retrouve le maximum de contrainte latérale en tension ; dans le fémur prothésé, les contraintes en tension augmentent vers l'extrémité du pivot.

#### 2.1.c - Extrémité du pivot

On observe une augmentation des contraintes en tension et en compression.

#### 2.1.d - A distance du pivot

Il n'existe pas de différence significative par rapport au fémur normal. On retrouve une diminution progressive des contraintes de proximal en distal.

#### 2.1.e - Conclusion

On note donc une diminution des contraintes en compression au niveau du calcar qui augmentent ensuite au fur et à mesure que l'on s'approche de l'extrémité de la prothèse alors que ces contraintes étaient maximales au niveau du calcar dans le fémur normal.

Les contraintes latérales en tension sont également plus basses dans la région intertrochantérienne puis augmentent en atteignant leur maximum sous l'extrémité inférieure de la queue.

### 2.2 - Jonction os-ciment-prothèse

Quelque soit le niveau, les contraintes subies par le ciment sont supérieures à celles subies par la prothèse et par l'os.



Cette différence est plus nette dans la région moyenne et distale de la prothèse. Le ciment est soumis essentiellement à des contraintes de cisaillement, alors que l'os et le métal subissent des contraintes tendant à les infléchir.

Le ciment apparaît donc comme l'élément le plus faible, le moins résistant aux stress répétés.

### **2.3 - Paramètres influençant la distribution des contraintes**

#### **2.3.a - Indépendants du patient**

Sans les détailler, nous citerons :

- Rôle de l'appui ou non de l'embase prothétique sous le calcar.
- Rôle de la collerette.
- Rôle de la longueur du pivot
- Rôle de la section du pivot
- Rôle de la forme de la section. Adaptation de la tige par rapport à la diaphyse.
- Rôle du module d'élasticité du ciment
- Rôle de l'orientation valgus-varus de la prothèse.

#### **2.3.b - Dépendants du patient**

##### **b - Poids du corps**

Les contraintes sont proportionnelles au poids du corps. Dans des conditions défavorables (absence de support proximal, descellement du ciment proximal, résorption du calcar, varisation du pivot ...), la présence d'un poids excessif va précipiter la détérioration des éléments prothétiques et

/ou osseux (exemple : dans des conditions biomécaniques similaires, on peut observer en un an une détérioration chez un patient pesant 90 kilogrammes alors que la même prothèse tiendrait pendant trente ans chez un sujet de 70 kilogrammes.

#### b2 - Qualité de l'os environnant

Un pivot supporté par l'os cortical de bonne qualité subira moins de contraintes qu'un pivot supporté soit par du ciment, soit par de l'os spongieux. Le ciment doit contribuer à obtenir la plus grande surface possible de contact entre l'os cortical et le pivot.

### **3 - Biologie de la jonction os-ciment**

#### **3.1 - Réaction normale de l'os au ciment**

Elle se déroule en trois phases :

- Post opératoire immédiate, jusqu'à 3 semaines. Nécrose endostéale autour de l'implant. Elle est due à l'alésage qui détruit les vaisseaux intramédullaires ainsi qu'à la chaleur dégagée lors de la polymérisation et au relargage du monomère qui peut être cytotoxique.

- Réparations du lit de l'implant par apposition de lamelles osseuses ou par métaplasie ostéoplastique.

- Remodelage osseux.

#### **3.2 - Réaction corticale aux contraintes**

La perturbation des contraintes dues à l'implant conduit parfois au développement d'un liseré d'adaptation corticale , ou à l'apparition de

condensation osseuse dans des régions anormalement sollicitées, ou encore à une spongialisation de la corticale interne dans certaines zones. (BURNY<sup>(11)</sup>, COUTELLIER<sup>(17)</sup>, HAHN<sup>(28)</sup>, RADIN<sup>(78)</sup>).

## 4 - Conclusion

Le fémur prothésé est un compromis entre plusieurs matériaux ayant des modules d'élasticité très différents, beaucoup plus élevé pour l'implant que pour l'os et le ciment. Le ciment et l'os adjacent à l'os cortical ont une élasticité qui permet dans les conditions habituelles une transmission correcte des contraintes à l'os environnant. Parfois, cet équilibre est rompu, pouvant conduire au descellement et secondairement à une fracture du support osseux. Dans d'autres cas, c'est une dégradation iatrogène du support osseux qui constituera le point de départ de la fracture. Enfin, dans certains cas, la fracture surviendra en présence d'une discontinuité élastique entre la région de l'implant et la région sous jacente.

## C - MECANISMES DE LA FRACTURE DU FEMUR PROTHESE

Quatre mécanismes principaux nous semblent intervenir dans la genèse d'une fracture du fémur prothésé : le descellement, la dégradation du support osseux, le traumatisme violent et la mauvaise répartition des contraintes. Ces mécanismes s'intriquent logiquement et sont rarement isolés sauf dans le cas des traumatismes violents.

## 1 - Descellement

Dans des conditions normales, le pivot a une rigidité axiale très supérieure à l'os et au ciment. Sous l'action des forces tendant à déformer le squelette en charge, des mouvements relatifs apparaissent entre le pivot et son environnement, limités à condition que le ciment et l'os spongieux, grâce à leur capacité de déformation élastique, soient capables de maintenir solidaires la prothèse et l'os cortical. Si cette déformabilité est altérée par la survenue de microfractures du ciment, des microdéplacements surviennent qui conduisent irrémédiablement à la résorption osseuse puis au descellement (notion de passage par le point neutre - PERREN (73)).

En cas de descellement, les contraintes se répartissent à l'interface ciment-os qui est mobile. Elles sont augmentées et entraînent une fragilisation de la corticale par résorption osseuse périprothétique. Ce même phénomène de résorption s'observe dans les descelllements septiques et dans les granulomes au ciment.

Deux cas sont particuliers :

- Dans le cas d'un varus du pivot : ANDRIACCHI (4) Il existe d'une part une augmentation des contraintes subies par le calcar et l'extrémité de la tige, d'autre part sous l'effet de la concentration des contraintes au niveau de la pointe, un risque de fragmentation du ciment puis de résorption osseuse localisée à ce niveau. La fracture surviendra d'autant plus facilement que cette zone fragile est située sur une zone de discontinuité élastique entre l'extrémité de la prothèse et la zone sous-jacente.

- Dans le cas d'une fracture de fatigue du pivot consécutive elle-même à un mauvais contact proximal de la prothèse ou à un varus, il se produit un descellement proximal, la prothèse subit des contraintes oscillatoires en flexion se concentrant à la jonction zone scellée - zone

descellée, d'où le risque de fragilisation secondaire par résorption osseuse et fracture à ce niveau.

## 2 - Fragilisation du support osseux

Il existe plusieurs situations où l'os peut être fragilisé indépendamment de tout descellement concomittant.

- Il peut s'agir d'une fragilisation iatrogène au cours d'une précédente intervention ou au moment de la mise en place de l'implant :

- empreintes d'ostéotomie - vis et plaques d'ostéosynthèse.
- fausse route lors du passage de la rape.

DOYLE (19) note qu'après une effraction corticale, la résistance du fémur aux contraintes de tension est considérablement diminuée. Cette diminution reste stable entre 0 et 30% du diamètre du fémur, mais au delà de 30%, elle croît avec la taille de l'effraction (à titre indicatif, une rape de Charnley fait un trou de 36% du diamètre du fémur). La présence de ciment limite heureusement la diminution de résistance du fémur aux forces de tension.

- Il peut s'agir d'une fragilisation quasi inévitable liée à la nécessité de reprendre une prothèse pour descellement :

- effraction corticale
- diminution du capital osseux
- fenêtre corticale pour extraction du ciment

Mis en charge, le fémur se déforme en flexion d'autant plus que la fenêtre est de grande taille. On observe également un élargissement de la fenêtre sous l'effet des forces de torsion. Cependant, ces déformations restent modérées par rapport à celles qui surviendraient sur un fémur sans prothèse, grâce à l'effet rigidificateur de la prothèse sous jacente, qui n'intervient de

façon bénéfique qu'à condition qu'elle longe la fenêtre en la dépassant d'au moins deux fois la largeur du pivot.

-Une ostéoporose peut enfin être en cause.

Lorsqu'une effraction corticale ou une empreinte de vis est située à la pointe du pivot, le risque de fracture est majoré par la concentration de contraintes sur une zone de discontinuité élastique brutale, alors que dans les conditions normales, l'accroissement des contraintes au niveau de la zone transitionnelle ne porte pas à conséquence.

### **3 - Malrépartition des contraintes**

Elle intervient dans les deux mécanismes préalablement décrits (descellement- fragilisation) mais dans certains cas, elle est la seule cause retrouvée à l'origine d'une fracture de fatigue faisant intervenir la notion de fatigabilité de l'os : lorsqu'il subit des contraintes répétées proches de la limite supérieure de sa capacité élastique, l'os va finir par se rompre.

Cette situation se présente lorsqu'il existe une discontinuité élastique brutale sur le fémur, liée à la présence d'une zone intermédiaire entre le pivot fémoral d'une prothèse de hanche et celui d'une prothèse de genou. Un autre cas est représenté par la présence concomitante d'une plaque d'ostéosynthèse dont une des extrémités coïnciderait avec la pointe du pivot.

### **4 - Traumatisme violent**

La violence du choc est telle qu'elle entraînerait la fracture d'un fémur sain. Tous les types de fracture peuvent se rencontrer, avec une localisation préférentielle au niveau de la zone transitionnelle. Un descellement

secondaire à la fracture peut être observé si celle-ci est comminutive autour de la prothèse.

## **D - PROBLEMES BIOMECANIQUES POSES PAR LES FRACTURES DU FEMUR PROTHESE**

Les problèmes diffèrent selon qu'un descellement soit associé ou non à la fracture.

### **1 - En l'absence de descellement**

#### **1.1 - Fracture dont le point de départ est une zone fragilisée**

Le support osseux a à priori une bonne qualité globale. Les problèmes à résoudre sont alors la stabilisation de la fracture et la suppression de la zone fragile.

1.1.a - La stabilisation de la fracture peut être obtenue par un traitement orthopédique qui ne supprime cependant pas la zone fragile.

Elle peut être obtenue par différents procédés chirurgicaux :

- les cerclages métalliques étagés : ceux-ci ne sont utilisables qu'en présence d'un trait spiroïde. Les cerclages n'ont pas la qualité de tenue d'une plaque d'ostéosynthèse.

- l'ostéosynthèse par plaque présente son propre cahier des charges :

\* Elle entraîne une dévitalisation osseuse par dépériostage étendu.

\* Il est difficile de fixer la plaque dans la zone périprothétique en raison de la place occupée par la prothèse. Le problème sera résolu par l'utilisation de plaques à trous décalés. Les vis ont une bonne tenue dans le ciment.

\* Il est impératif de ne pas créer, par la présence de la plaque de zone de discontinuité élastique brutale (si l'extrémité de celle-ci coïncide par exemple avec l'extrémité du pivot).

\* Il existe un risque lors de l'ablation de la plaque de créer de nouvelles zones de fragilisation. Ce risque sera accru si l'empreinte de la vis correspond à une zone de discontinuité élastique.

\* Il est licite de soupçonner l'ostéosynthèse par plaque de compromettre à long terme la qualité du scellement.

- D'autres méthodes combinent le principe du cerclage avec celui de la plaque : la plaque n'est pas vissée dans la région périprothétique, mais maintenue par l'intermédiaire de cerclages en nylon.

- La stabilisation centromédullaire d'une fracture transversale ou oblique peut être réalisée par une prothèse à long pivot réalisant un pontage interne du foyer de fracture. La présence de ciment ne compromet pas les chances de consolidation osseuse à condition que celui-ci ne s'intègre pas à la fois sur les faces endostées et périostées du foyer de fracture ( CHARNLEY (13) YABLON (108) ). Un cerclage métallique peut être associé à la prothèse dans les fractures spiroïdes.

La courbure du fémur impose parfois l'utilisation d'un pivot long sur mesure.

### 1.1.b - La suppression de la zone fragile

Quelque soit la méthode employée, la suppression de la zone fragile impose le comblement du défaut par du matériel osseux corticospongieux :

- soit autogreffe (iliaque)
- soit homogreffe

### 1.2 - **Fracture de fatigue survenant sur une zone de discontinuité élastique brutale.**

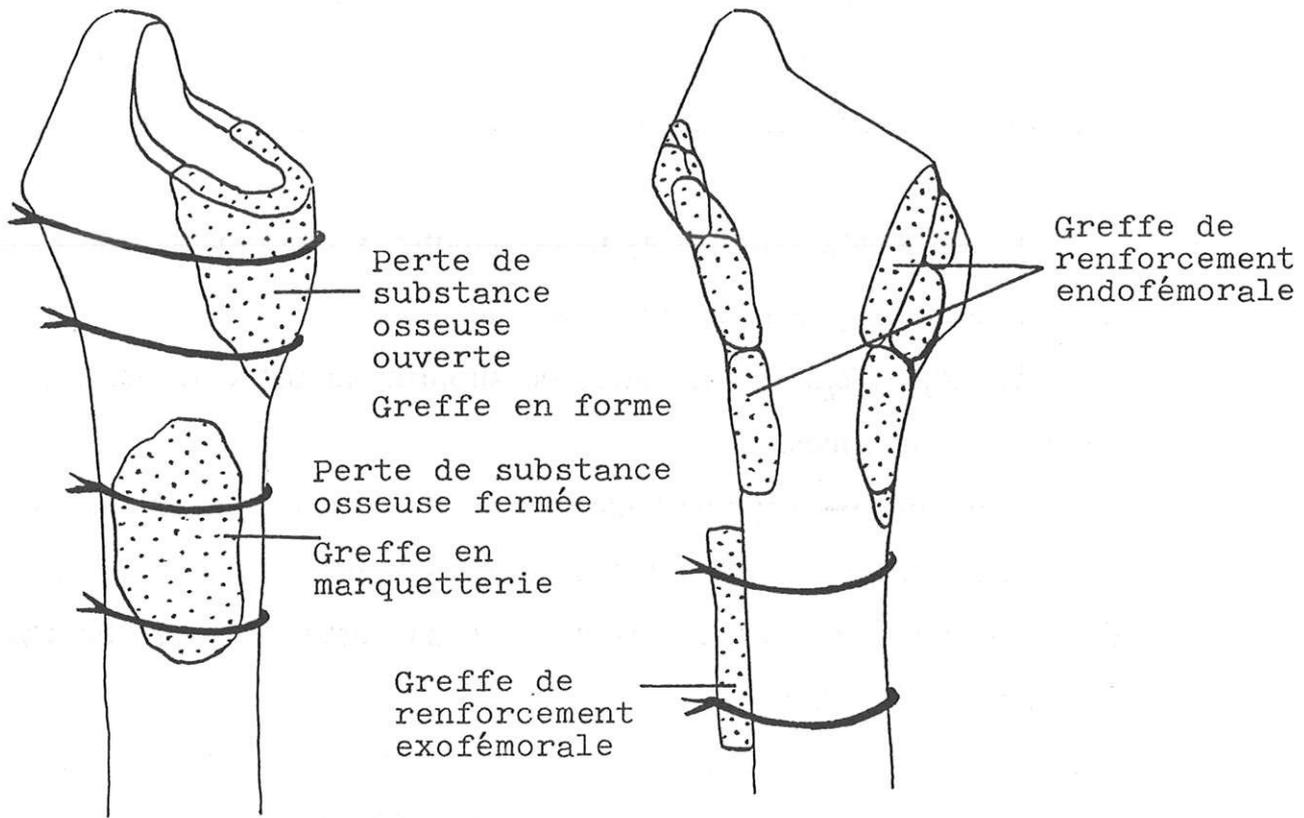
Le support osseux est de bonne qualité. Le comblement par greffon osseux est inutile puisqu'il s'agit d'une fracture de fatigue.

Le traitement orthopédique ne supprimera pas cette concentration néfaste de contraintes.

Seule une ostéosynthèse par plaque permettra de résoudre le problème de la stabilisation du foyer et de la neutralisation des contraintes. Cette plaque doit être suffisamment longue pour ne pas créer de nouvelle zone de discontinuité élastique.

## **2 - En présence d'un descellement**

Le problème est triple : assurer la stabilisation de la fracture ; reprendre la prothèse pour assurer un bon scellement du pivot ; reconstruire un bon support osseux.



Pertes de substance osseuse totales

Amincissements pariétaux

Figure n° 11 Les différentes possibilités de greffes

## 2.1 - Support osseux correct

On peut théoriquement se contenter d'une reprise du scellement du pivot fémoral, celui-ci assurant la stabilité du foyer de fracture par pontage centromédullaire. Son extrémité doit dépasser le foyer d'environ 5 cm (SCOTT<sup>(88)</sup>). La présence de ciment n'empêche pas la consolidation. La qualité de la stabilisation du foyer par la prothèse est discutable du point de vue mécanique, car elle n'assure probablement qu'un verrouillage partiel du foyer lors des stress en rotation, et un mauvais verrouillage des fractures spiroïdes ou obliques longues (sauf si un cerclage est associé).

L'ostéosynthèse par plaque peut s'associer à la reprise du scellement d'un pivot. Ce montage est le plus solide mais pose le problème de la dévitalisation de l'os sur ses faces périostée et endomédullaire. Ce double montage ne doit pas créer de zone de discontinuité élastique brutale, et il faut éviter de faire coïncider l'extrémité de la plaque et l'extrémité de la prothèse.

L'ostéosynthèse par plaque seule ne supprime pas le descellement et donc la cause de la fracture. La plaque va stabiliser précairement la fracture, et aura une tenue moyenne dans le ciment : le risque de fracture itérative et de pseudarthrose est important. Cette plaque peut théoriquement par son effet rigidificateur détourner une partie des contraintes nocives et retarder au plus la survenue inéluctable de la résorption osseuse.

## 2.2 - Dégradation du support osseux

Constatée dans les descellements avancés ou après interventions itératives, elle pose le problème du rétablissement indispensable d'un support à la future prothèse.

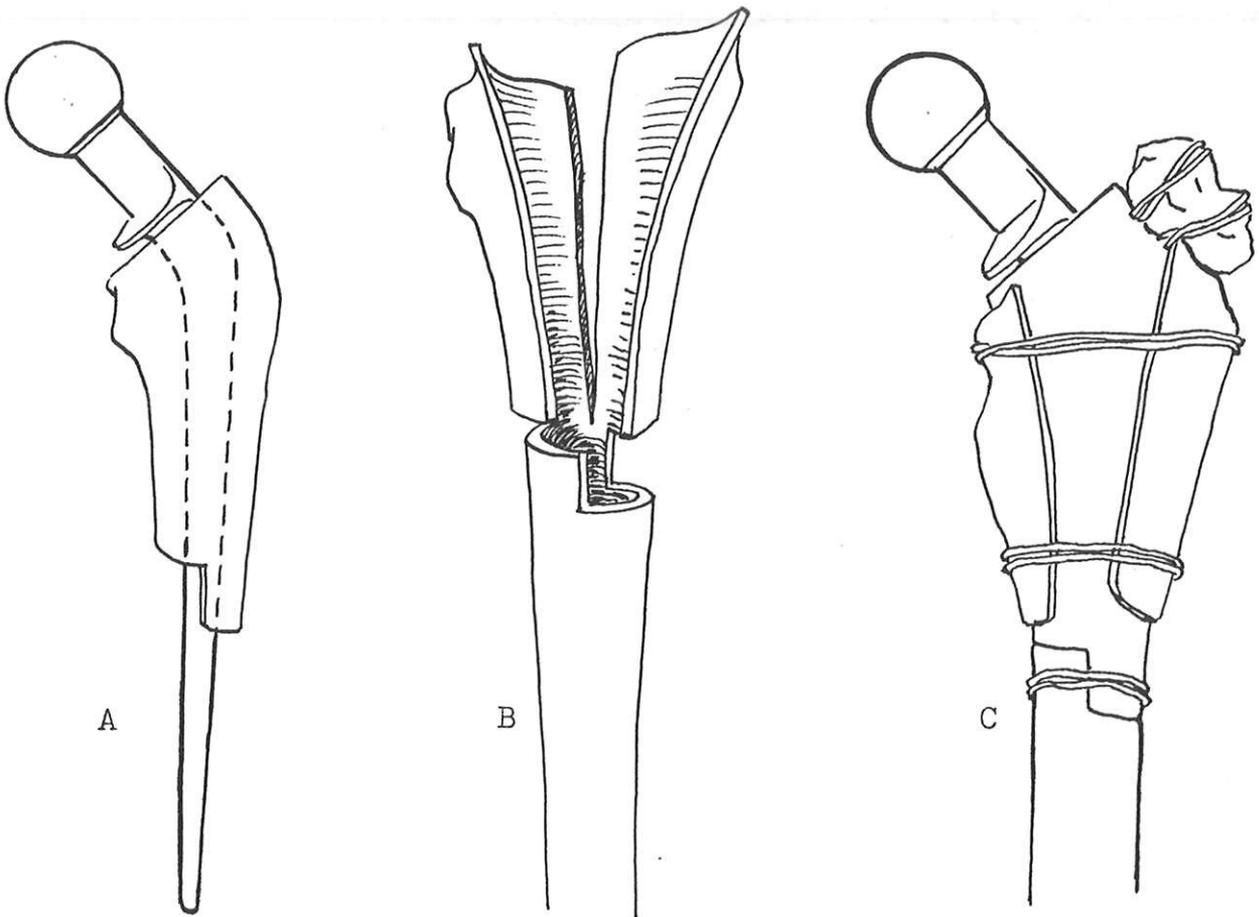
Les solutions sont variées faisant le plus souvent appel à l'utilisation de greffes (homogreffes de taille et de forme différentes selon la zone à



reconstruire (figures n° 11 et n°12). La reconstruction du fémur peut précéder un deuxième temps où la prothèse sera scellée dans un fémur solide.

Parfois, la reconstruction est impossible et d'autres méthodes s'imposent :

- résection tête col (WROBLESKI (107))
- arthroplastie de résection utilisant des prothèses massives (GRAUER (25) HARRIS (32) )
- Allogreffe massive en manchon : remplaçant entièrement un segment du fémur (ALLAN (3) - GROSS (27) ) OAKESHOTT (63) ) (figure n°12)



Allogreffe large circonférentielle

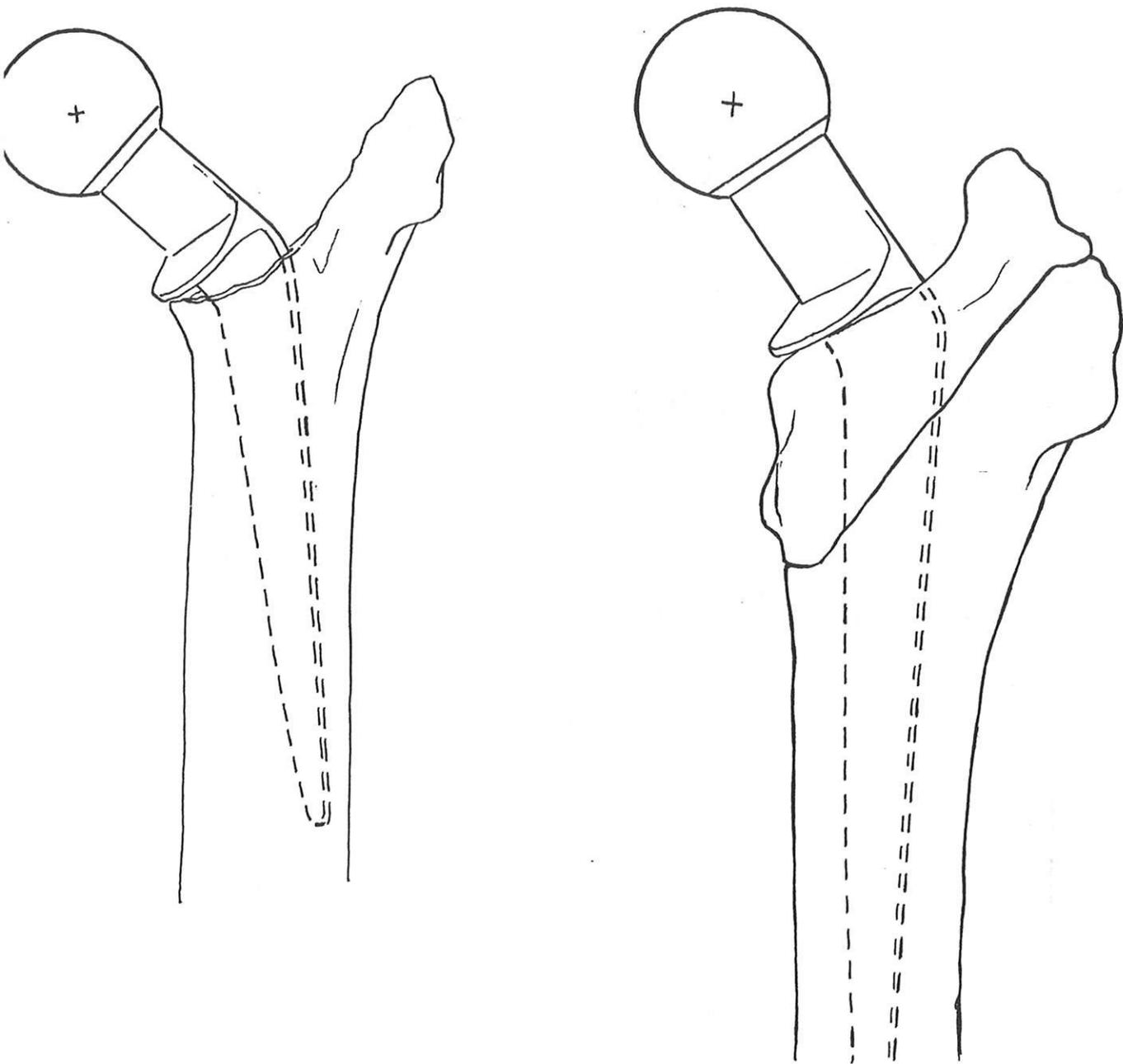
A - Ensemble greffe-prothèse

B - Fémur hôte

C - Reconstruction

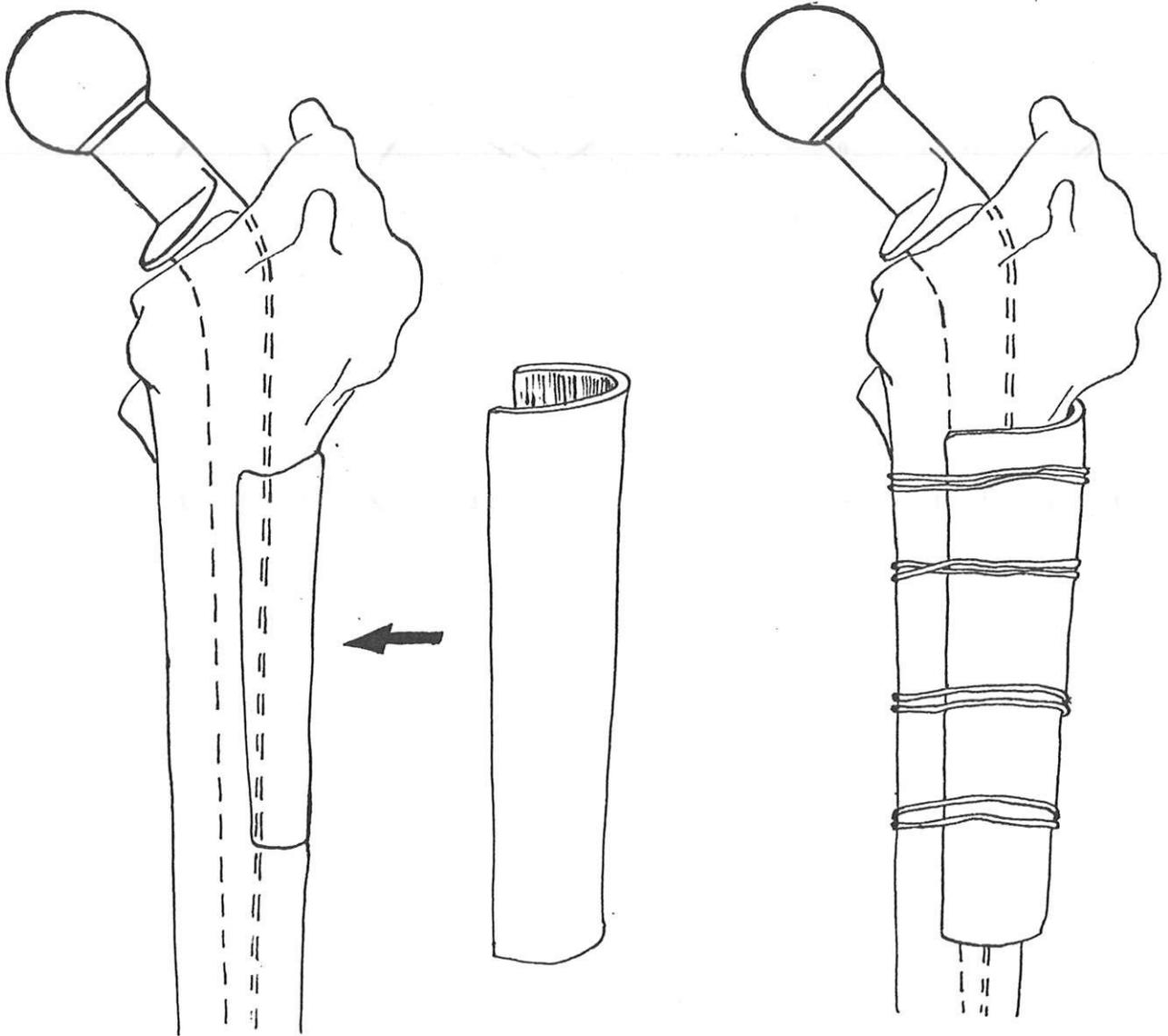
Figure n<sup>o</sup> 12

Méthodes de reconstruction fémorale  
par Allogreffes



Grefe de Calcar

Figure n° 12 (bis) Méthodes de reconstruction fémorale  
par Allogreffes



Allogreffe non circonférentielle

Figure n° 12 (ter) Méthodes de reconstruction fémorale par Allogreffes

### **3 - Conclusion**

Les problèmes mécaniques sont complexes et les solutions multiples. Le but à atteindre est un bon scellement du pivot dans un support osseux de bonne qualité permettant le bon ancrage de la prothèse, la neutralisation maximale des contraintes nocives par le comblement de toute zone fragilisée et la suppression des zones de discontinuité élastique brutale.

Au cours de l'étude clinique, nous avons suivi ces principes biomécaniques pour tenter d'aboutir à des conclusions pratiques logiques.

3

*PRESENTATION  
DE LA SERIE*

<b>A - <u>PRESENTATION GLOBALE</u></b>	p.54
1 - Nombre de patients	p.54
2 - Répartition des sexes	p.54
3 - Age au moment de la fracture	p.54
4 - Type de prothèse en place	p.55
5 - Indication de l'arthroplastie initiale	p.56
6 - Nombre d'interventions ayant précédé la fracture	p.56
7 - Circonstances de survenue	p.58
8 - Facteurs prédisposants non spécifiques	p.58
9 - Délai de survenue	p.59
10 - Type de fracture	p.60
<b>B - <u>MATERIEL ET METHODE</u></b>	p.64
1 - Matériel	p.64
2 - Méthodes d'étude	p.64
2.1 - Appréciation fonctionnelle avant la fracture	p.65
a - Paramètres utilisés	p.65
b - Autres critères	p.68
c - Biais d'interprétation	p.68
2.2 - Etude radiographique	p.68
2.3 - Etude du mécanisme de la fracture	p.69
2.4 - Appréciation du résultat du traitement	p.69

**C - MECANISMES DE LA FRACTURE**      p.70

1 - Descellement      p.70

2 - Fragilisation osseuse      p.71

3 - Traumatisme majeur      p.74

4 - Mauvaise répartition des contraintes      p.75

**D - CHOIX ET CONDUITE DU TRAITEMENT** p.76

## **A - PRESENTATION GLOBALE**

### **1 - Nombre de patients :**

L'étude porte sur 30 cas observés de 1978 à début 1990 chez 30 patients. Les fractures peropératoires, les fractures sur prothèse sans ciment, les fractures parcellaires du grand trochanter et les fractures métaphyso-épiphysaires inférieures du fémur ont été exclues.

L'importance de notre série est comparable aux plus grandes séries unicentriques publiées sur des périodes équivalentes (ADOLPHSON ; BLATTER; COURPIED ; DUPARC ; HANSEN ; HARRINGTON ; JARDE) .

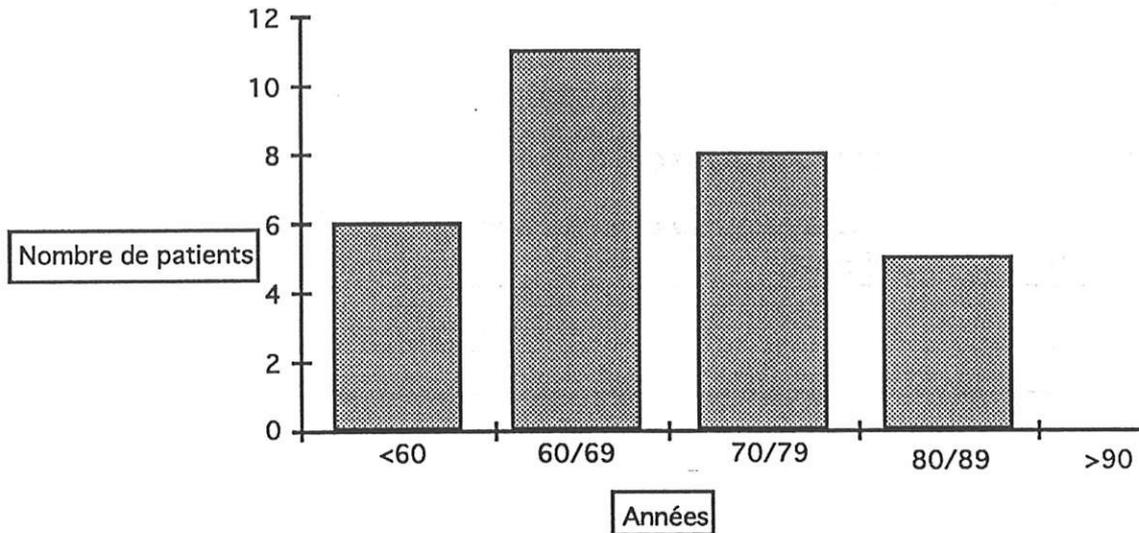
### **2 - Répartition des sexes :**

Il existait une prépondérance féminine avec 19 femmes pour 11 hommes soit un sex ratio de 1,73.

### **3 - Age au moment de la fracture :**

La moyenne d'âge était de 69,8 ans avec des extrêmes de 40 à 85 ans.

### Age des patients au moment de la fracture



### 4 - Type de prothèse en place

Toutes les prothèses comportaient un élément fémoral scellé.

CHARNLEY KERBOULL	15 prothèses totales Charnley standard tête 22 1 prothèse totale Charnley révision 1 prothèse totale Charnley tête 32
LAGRANGE LETOURNEL	6
CHARNLEY MÜLLER	4
AUTRES	1 Bousquet 1 prothèse "nouveau concept" (pivot titane + tête céramique) 1 prothèse intermédiaire (tige cimentée - cupule mobile)

## 5 - Indication de l'arthroplastie initiale

Dans dix neuf cas, il s'agissait d'une coxarthrose primitive ; dans six cas, d'une coxopathie post traumatique (dont une fracture cervicale sur lymphome); dans deux cas, d'une coxopathie acquise (ostéonécrose primitive) ; dans trois cas, d'une dysplasie congénitale.

	Nombre	%
COXARTHROSE PRIMITIVE	19	63,3%
COXOPATHIE POST TRAUMATIQUE	6	20%
3 fractures cervicales		
1 fracture de cotyle		
1 fracture cervicale + cotyloïdite		
1 fracture cervicale + ostéonécrose		
OSTEONECROSE PRIMITIVE	2	6,6%
DYSPLASIE CONGENITALE	3	10%

## 6 - Nombre d'interventions ayant précédé la fracture

Dans quinze cas l'arthroplastie constituait l'intervention de première intention intéressant le fémur (deux cas ont fait l'objet d'une autre intervention intéressant exclusivement le cotyle : une butée dans l'enfance ; une totalisation de prothèse intermédiaire par scellement d'une cupule).

Quinze patients ont subi plusieurs interventions intéressant le fémur :

- douze reprises de scellement fémoral comprenant :

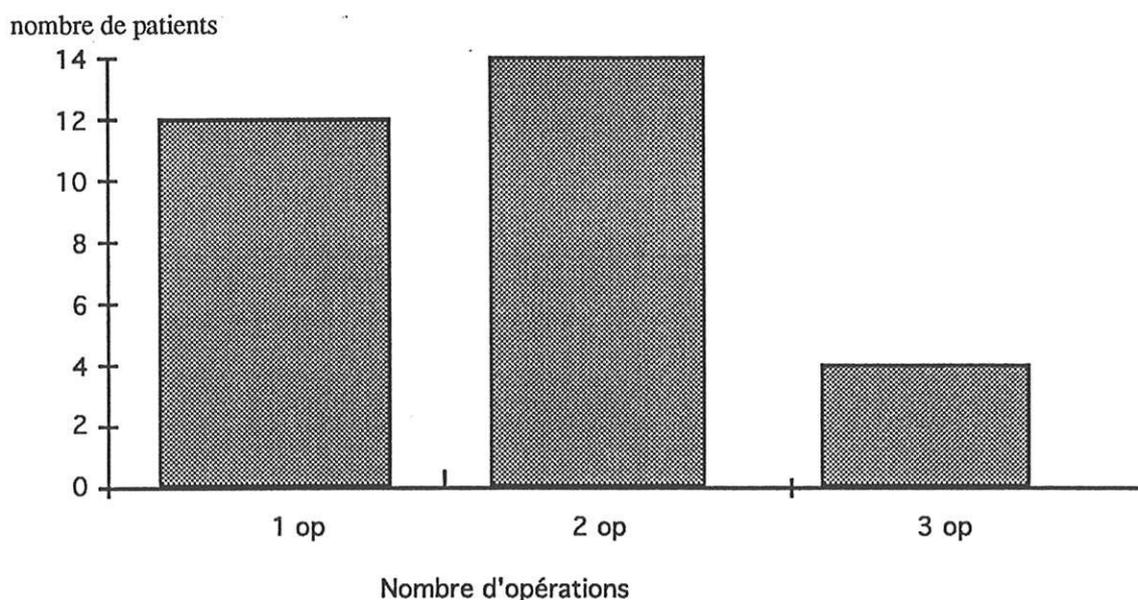
- onze cas de reprise de prothèse totale pour descellement (dont un a nécessité une troisième intervention pour mise en place d'une butée plastique et dont un avait subi une intervention d'ostéotomie fémorale et butée quelques années avant sa première prothèse).

- un cas de reprise de prothèse intermédiaire au troisième jour post-opératoire, par prothèse totale de hanche et cerclage du fémur qui présentait un trait de refend diaphysaire.

- trois arthroplasties après échec d'une ostéosynthèse pour fracture du col dans deux cas ( un cas avait fait l'objet d'une ostéosynthèse itérative par clou plaque puis vis plaque) et échec d'une ostéotomie fémorale dans un cas.

Par ailleurs, huit patients étaient porteurs d'une prothèse totale controlatérale dont un qui portait également une prothèse du genou homolatéral.

#### Nombre d'interventions ayant précédé la fracture



Ce nombre est inconnu dans deux cas.

## 7- Circonstances de survenue

Vingt et un patients (soit 70 %) ont présenté un traumatisme léger du fémur après chute de leur hauteur, ou une fracture spontanée . On retrouve le caractère quasi spontané de la majorité des cas décrits dans la littérature (HANSEN (29) ; MAC ELFRESH (55) ; MÜLLER (60) ; ROSEMAYER (82) ; SCHWARZ (87) ; SCOTT (89) ).

Six patients (soit 20 %) ont été victime d'un accident de la voie publique ayant entraîné un traumatisme majeur susceptible de fracturer n'importe quel fémur sain.

Trois patients (soit 10 %) ont présenté des circonstances particulières assimilables à un traumatisme moyen : deux chutes d'un lieu élevé d'environ 1 m à 1,50 m et dans un cas l'issue malheureuse d'une tentative de réduction orthopédique d'une luxation de prothèse.

## 8 - Facteurs prédisposants non spécifiques

Dix patients (soit 1/3) présentaient un facteur prédisposant non spécifique.

Comme pour certains auteurs, l'obésité a été retrouvée fréquemment ( JÄGER<sub>(38)</sub> ; JAHN<sub>(39)</sub>). Nous l'avons retrouvée dans sept cas (poids supérieur à 70 kilogrammes chez la femme et 90 kilogrammes chez l'homme, ou poids manifestement supérieur au poids idéal théorique défini par Lorenz).

Trois patients étaient éthyliques et une patiente présentait d'importants troubles psychiatriques (démence sénile).

L'ostéoporose était certes un facteur favorisant (HANSEN<sub>(29)</sub> ; JÄGER<sub>(38)</sub> ; MAC-ELFRESH (55)), mais nous n'avons pas retrouvé comme certains auteurs (ADOLPHSON (1) ; MÜLLER (60)) l'augmentation de la

fréquence de ces fractures chez les patients ostéoporotiques traités initialement pour fracture du col fémoral.

La présence d'un taux élevé d'ossifications périprothétiques hétérotopiques n'a pas été retrouvé dans notre série (BLATTER (9) ; JAHN(39) ; LARSEN(46) ; SCHULITZ (85)).

## 9 - Délai de survenue de la fracture

Le délai moyen écoulé entre la date de mise en place de la prothèse et la fracture était d'environ quatre ans (nous avons considéré pour les cas ayant fait l'objet d'une reprise de prothèse la date de la reprise).

Le délai moyen écoulé depuis la première intervention ayant concerné le fémur était d'environ huit ans et demi.

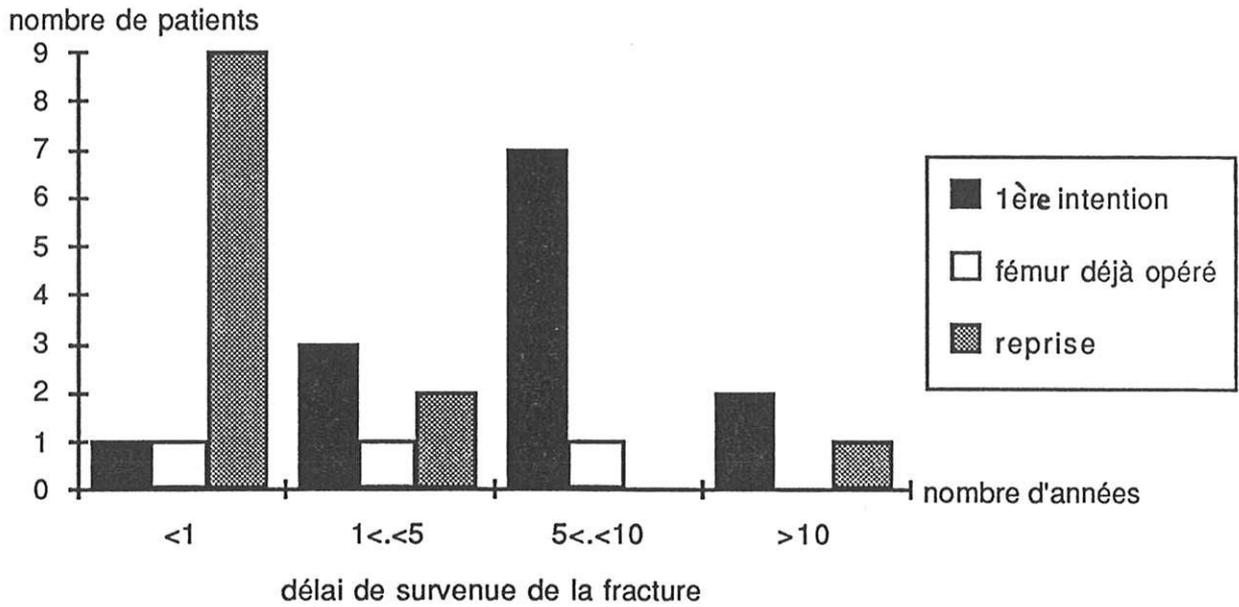
On observait une différence nette de délai entre la mise en place de la prothèse et la fracture selon qu'il s'agissait :

- d'une arthroplastie de première intention (une éventuelle intervention associée ne concernait alors pas le fémur) : délai moyen compris entre cinq et dix ans.

- d'une arthroplastie de reprise : délai moyen inférieur à un an.

- d'une arthroplastie de première intention réalisée sur un fémur déjà opéré: délai moyen compris entre un et cinq ans.

Cette notion introduisait clairement le rôle de la fragilisation osseuse par la chirurgie fémorale itérative et le risque particulièrement élevé de fragilisation lors des arthroplasties de reprise.



Le délai est considéré pour trois catégories de patients : ceux ayant subi une arthroplastie 1ère intention, ceux ayant subi une arthroplastie sur un fémur déjà opéré et ceux ayant une arthroplastie de reprise. On considère le délai à partir de la date de la mise en place de la dernière prothèse fémorale. Le délai est inconnu dans deux cas.

## 10 - Type de fracture

Plusieurs classifications ont été proposées :

- WHITTAKER (105) - 1974
- JOHANSSON (42) - 1981
- BETHEA (8) - 1982
- COOKE (15) - 1988
- JENSEN (41) - 1988

### Les différentes classifications

Whittaker	Type I	région intertrochantérienne
	Type II	autour de la partie inférieure du pivot
	Type III	à l'extrémité du pivot ou en-dessous
Johansson	Type I	en amont de l'extrémité du pivot, celle-ci demeurant dans la cavité médullaire
	Type II	en amont et en regard de l'extrémité du pivot, qui est délogée de la cavité médullaire du fragment distal
	Type III	à distance de l'extrémité du pivot
Bethea	Type A	à l'extrémité du pivot, transverse ou à spire distale
	Type B	spiroïde autour du pivot
	Type C	comminutive autour du pivot en amont de son extrémité distale
Cooke	Type I	comminutive autour du pivot
	Type II	simple oblique autour du pivot
	Type III	transverse au niveau de l'extrémité distale du pivot
	Type IV	à distance de la prothèse
Jensen	Type I	en regard des 2/3 proximaux de l'implant
	Type II	spiroïde à point de départ au niveau de l'extrémité du pivot et s'étendant en amont et en aval de celle-ci
	Type III	spire d'extension distale depuis l'extrémité du pivot

Nous nous sommes inspirés de la classification de Bethea modifiée par Cooke .

On distinguait ainsi sur les trente cas de notre série quatre types de fractures.

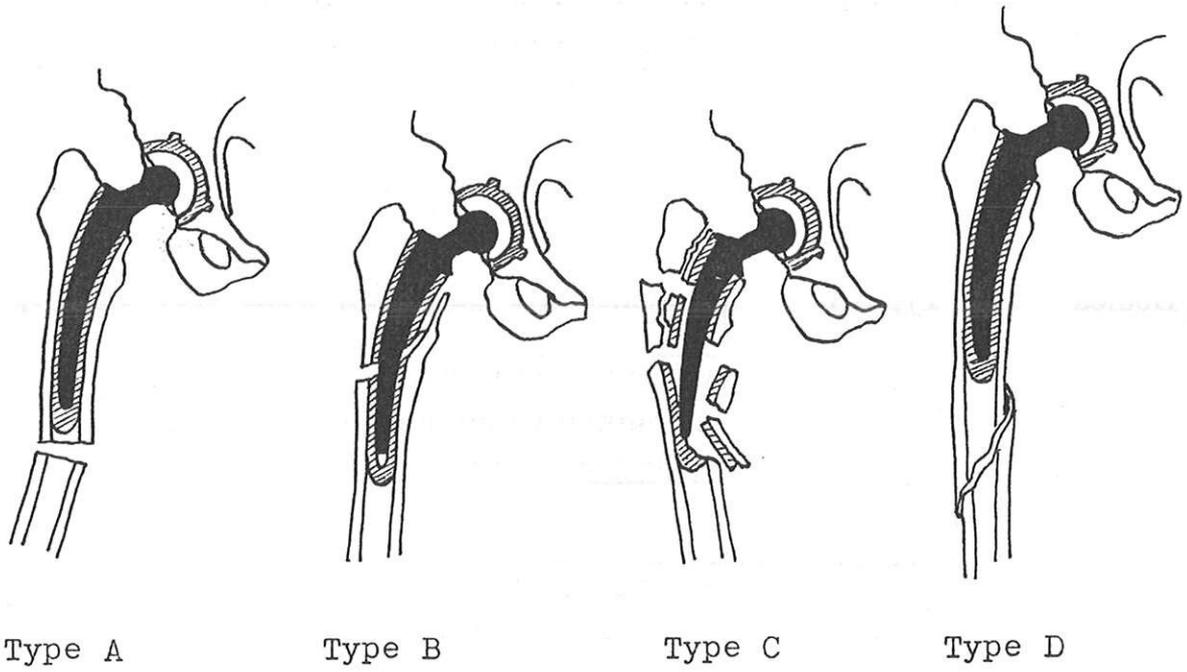


Figure n<sup>o</sup> 13 Types de fracture (Bethea-Cooke)

**Type A :**

- Fracture située au niveau de l'extrémité inférieure de la prothèse ou juste en dessous.

**Type B :**

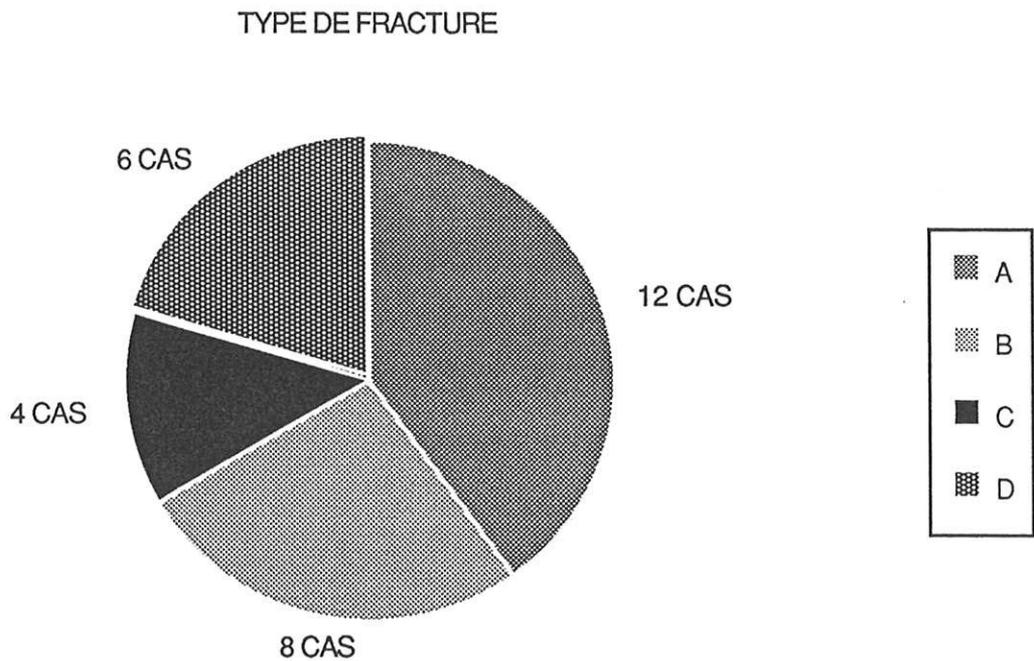
- Fracture simple située autour du pivot fémoral.

**Type C :**

- Fracture comminutive autour du pivot fémoral.

**Type D :**

Fracture située à distance de l'extrémité inférieure du pivot.



Dans un cas la fracture de type B était associée à une rupture de la tige prothétique. Dans un autre cas la fracture de type C était associée à une fracture du cotyle.

Les types A et B étaient les plus fréquents soulignant la susceptibilité particulière de la région située autour de l'extrémité du pivot.

Les types A étaient transversaux ou obliques courts et particulièrement instables.

Les types B étaient surtout obliques longs (BLATTER<sup>(9)</sup>). Une certaine stabilité pouvait être assurée par la présence du pivot.

Les types C, plus rares, s'associaient constamment à un descellement. La comminution n'était importante que dans un cas.

Enfin, les types D étaient spiroïdes. Aucun descellement ne fut constaté.

## **B - MATERIEL ET METHODES**

### **1 - Matériel**

Sur les 30 cas observés entre 1978 et 1990, deux patients ont été définitivement perdus de vue après l'intervention, deux patients sont décédés dans les 3 premiers mois suivant l'intervention. Il restait 26 dossiers exploitables à moyen ou long terme avec un recul minimal de 6 mois, supérieur au délai habituel de consolidation du fémur.

Le recul moyen était d'environ 2 ans.

### **2 - Méthodes d'étude**

Ont été recherchés successivement :

- 1- l'appréciation fonctionnelle avant la fracture.
- 2- l'étude radiographique avant traitement de la fracture.

3- l'étude du mécanisme de la fracture par confrontation des données de l'anamnèse, et des signes radiographiques.

4- l'appréciation du résultat clinique fonctionnel et radioanatomique du traitement.

## **2.1 - Appréciation fonctionnelle avant la fracture**

### a) Paramètres utilisés

Pour l'évaluation fonctionnelle de la hanche nous avons utilisé les paramètres de la cotation PMA : douleur - mobilité - marche.

- **MERLE D'AUBIGNE** (57-58)

TABLEAU 1

Evaluation chiffrée de la fonction de la hanche

	INDOLENCE	MARCHE	MOBILITE
0	Douleurs très vives et continues	impossible	Ankylose en attitude vicieuse
1	Douleurs très vives, empêchant le sommeil	Seulement avec béquilles	Ankylose clinique avec attitude vicieuse légère ou nulle
2	Douleurs vives à la marche empêchant toute activité	Seulement avec deux cannes	Flexion < 40° (abd. = 0) ou attitude vicieuse légère
3	Douleurs vives mais tolérables avec activité limitée	Limitée avec une canne (moins d'une heure) très difficile sans canne	Flexion < 40°-80°
4	Douleurs seulement après la marche, disparaissant rapidement par le repos	Avec une canne, même prolongée. Limitée sans canne (claudication)	Flexion > 60°-80° (peut lacer sa chaussure)
5	Douleurs très légères et intermittentes, n'empêchant pas une activité normale	Sans canne, mais claudication légère	Flexion > 80°-90° Limitation de l'abduction (>25°)
6	Indolence complète	Normale	Flexion > 90° Normale Abd. > 25°

TABLEAU N°2

Evaluation globale de la fonction de la hanche

Douleur	Mobilité	Marche	Total	Appréciation	
6	6	6	18	Excellent	
6	5	6	17	Très bon	
6	6	5			
5	6	6			
6	5	5	16	Bon	
5	4	6			
5	5	5	15		
6	4	5			
5	4	6			
6	5	4	15	Passable	
4	6	5			
5	4	5	14		
5	5	4			
4	5	5			
6	2	5	13 (arthrodèse)		
Ex: 4	4	4	12		Médiocre
5	3	4	11      10		
			9		
Placer ici les résultats post-opératoires si pas d'amélioration ou aggravation			<9	Mauvais	

b) Autres critères

**Amyotrophie - mobilité du genou**

Il n'a pas été possible dans cette étude rétrospective d'apprécier objectivement ces critères.

c) Biais d'interprétation

Un certain nombre de facteurs ont pu modifier la cotation, en majorant par exemple la douleur, en perturbant la marche ou en diminuant la mobilité.

Il s'agit de facteurs généraux (sénilité, hémiplégie, insuffisance cardiaque ou respiratoire, polyarthrite rhumatoïde) et de facteurs locaux (pathologie controlatérale, implant controlatéral, gonarthrose, implant du genou, pathologie du pied, etc...).

**2.2 - Etude radiographique**

Elle a été réalisée sur les contrôles chronologiques avant survenue de la fracture et sur les clichés au moment de la fracture. Le bilan radiographique comportait les incidences de face du bassin, et de face et de profil de la hanche et du fémur entier ou des 2/3 supérieur du fémur.

Il a permis d'apprécier le type de fracture ainsi que le comportement de l'implant dans son environnement osseux, le comportement d'un éventuel matériel d'ostéosynthèse complémentaire.

### 2.3 - Etude du mécanisme de la fracture

L'ensemble des données de l'anamnèse et de l'étude radiographique a permis de conclure pour chaque cas quant au processus biomécanique de la fracture.

On distinguait ainsi 4 processus pouvant cependant être intriqués :

- descellement préexistant à la fracture, imminent ou certain
- fragilisation du fémur
- mauvaise répartition des contraintes
- traumatisme violent dépassant les capacités de résistance d'un fémur normal

### 2.4 - Appréciation du résultat du traitement

Le résultat clinique et fonctionnel a été apprécié par comparaison des cotations préopératoire et postopératoire tardive, tenant compte des sommes D + R + M (douleur + raideur + difficulté à la marche).

Le résultat radioanatomique a été recherché sur les clichés post opératoires immédiats appréciant la qualité de l'implant prothétique, de l'os et des éventuels implants d'ostéosynthèse, greffes. A distance ont été appréciés la qualité de la consolidation osseuse et le comportement de l'os et des implants.

Le résultat global a tenu compte des résultats fonctionnels et radioanatomiques et des éventuelles complications.

Ont été considérés comme critères d'échec absolu :

- un mauvais résultat fonctionnel

- et /ou un mauvais résultat anatomique :

- l'absence de consolidation osseuse ou défaillance mécanique avant consolidation

- descellement secondaire imputable à la conduite thérapeutique

## C- MECANISMES DE LA FRACTURE

Quatre types de mécanismes ont été retrouvés :

### 1 - Le descellement

Huit patients présentaient avant la fracture un descellement de leur prothèse fémorale, jugé soit **imminent** avec présence d'un liseré os-ciment complet ou d'une fracture du ciment associée à un liseré ciment-prothèse, soit **certain** avec migration de la pièce prothétique (signe pathognomonique).

Le délai moyen de ces fractures par descellement était le plus long (9,7 ans après la date de mise en place de la prothèse).

La concentration des contraintes à l'interface ciment/os expliquait la prépondérance des fractures périprothétiques type ABC et l'absence de typeD.

Un cas était survenu après un traumatisme assez violent ( chute de vélo ).

Une fragilisation par une ancienne fenêtre réalisée pour ablation du ciment était présente dans un cas opéré plusieurs fois. La fenêtre n'avait pas été pontée par le pivot de reprise.

Dans 5 cas sur 8, le descellement s'accompagnait de douleurs avant la fracture.

### Descellement

cas	âge	anamnèse	descellement	type	traitement	délai fract.
n°1	85	PTH Charnley	desc. certain +résorption osseuse +ossification hétérotopique	C	synthèse +greffe	5 ans
n°4	70	PTH Lagrange	desc. imminent lyse partielle corticale interne	B	PTH long pivot +plaque + greffe	9 ans
n°5	77	PTH Lagrange	desc. imminent	C	synthèse	8 ans 1/2
n°13	61	PTH Müller	desc. certain bipolaire lyse corticale partielle	A	PTH standard + synthèse + greffe	10 ans
n°25	58	PTH Müller	desc. certain bipolaire lyse corticale partielle	A	PTH long pivot	6 ans
n°27	76	PTH Müller	desc. certain bipolaire granulome fémur pellucide	C	reconstruction greffe PTH long pivot	16 ans
n°29	83	1°:PTH Lagrange puis 2°: rescellement pivot Lagrange	desc. certain bipolaire amincissement cortical fenêtre	A	synthèse + greffe	17 ans
n°30	53	PTH Charnley	desc. imminent bipolaire	B	PTH long pivot + greffe	6 ans

## 2 - La fragilisation osseuse

Elle était à l'origine de dix fractures, survenues dans le délai moyen le plus court ( 8 mois) comme l'observe également COOKE (15) . Elle survenait chez des patients qui étaient tous multiopérés.

Elle était iatrogène dans 7 cas (fausse route per opératoire, fenêtre pour extraction de ciment, fracture per opératoire, aggravation par la

chirurgie itérative d'une fragilité sous-jacente liée à la lyse périprothétique d'un descellement ).

Dans 2 cas, la fracture survenait au niveau de l'empreinte d'un ancien matériel d'ostéosynthèse après ablation de celui-ci.

Dans un cas la fragilisation était simplement présumée devant la notion d'arthroplastie de reprise de descellement. Il s'agissait d'un type D peu éloigné de l'extrémité du pivot. L'existence de luxations itératives a pu contribuer à potentialiser la fragilisation par répétition de contraintes de torsion néfastes.

Plusieurs anomalies auraient pu être évitées initialement : 2 fenêtres d'extraction étaient trop externes ; 1 effraction corticale haute n'avait été ni greffée ni consolidée par un matériel de soutien. Deux fois l'empreinte d'une vis correspondait juste avec la pointe du pivot et dans 4 cas la zone de defect osseux n'était pas pontée par la prothèse fémorale.

Une majorité de type A fut retrouvée, témoignant de la vulnérabilité particulière de la région de l'extrémité distale du pivot.

## Fragilisation du fémur

cas	âge	anamnèse	fragilisation	type	traitement	délai/fract
n°2	80	1°: PTH Mac Kee 2°: PTH Charnley difficulté +++ fût fémoral étroit pseudarthrose grand troch.	fenêtre antéroexterne + varus du pivot + 1 luxation postop.	A	synthèse + greffe	3 mois
n°6	79	1° : PTH Mac Kee 2° : PTH Charnley 3° : collerette (luxations récidiv.)	effraction corticale à la pointe lyse du merckel	A	synthèse + greffe	8 mois
n°7	69	1° : clou plaque 2° : PTH Charnley	empreinte d'une vis à l'extrémité du pivot défaut de remplissage distal du ciment	A	synthèse	3 mois
n°11	77	1°:PTH Ostéal ceraver 2° : PTH Charnley + cerclage + greffe	lyse corticale partielle effraction corticale postéroexterne fenêtre antéroexterne	B	synthèse + greffe	1 an
n°15	64	1° : PTH Lagrange Letournel 2° : PTH Charnley révision + cerclage	effraction corticale à la pointe	A	synthèse + greffe	2 mois
n°16	64	1° : PTH Lagrange 2° : PTH Charnley	lyse corticale ante. effraction corticale externe	A	synthèse + greffe	1 an
n°21	62	1° : clou plaque 2° : vis plaque troch. 3° : PTH Charnley	empreinte d'une vis à l'extrémité du pivot os radique fragile	A	synthèse + greffe	1 an 1/2
n°22	63	1° : PTH Lagrange 2° : PTH Lagrange révision	fenêtre + refend cortical	A	synthèse	1 an
n°23	77	1° : prt intermédiaire Charnley 2° : PTH Charnley	effraction corticale externe	B	synthèse + greffe	1 mois
n°28	85	1° : PTH Mac Kee 2° : PTH Charnley révision	luxations itératives lyse merckel	D	synthèse	5 mois

### 3 - Traumatisme majeur dépassant les capacités de résistance de tout fémur

Dans 5 cas, la violence du traumatisme constituait la seule explication mécanique de la fracture (accident de la voie publique). Dans 2 cas présentant des antécédents de luxations itératives le traumatisme constituait l'issue malheureuse d'une tentative de réduction orthopédique de luxation . Dans un cas s'associait à un traumatisme important une potentielle fragilisation antérieure lors d'une reprise de prothèse. Tous les types de fracture furent observés y compris un type C associé à un descellement.

#### Traumatisme majeur dépassant les capacités de résistance de n'importe quel fémur

cas	âge	anamnèse	traumatisme	type	traitement	délai fract.
n°8	77	1°: Prot. Bousquet 2°: adjonction cupule cimentée	accident lors d'une tentative de réduction d'une luxation	D	synthèse + greffe	9 ans
n°9	52	PTH Charnley	voie publique	B	synthèse + greffe	4 mois
n°17	40	1° : butée dans l'enfance 2° :PTH Charnley	voie publique	B	synthèse	3 ans
n° 18	64	PTH Charnley	voie publique	A	synthèse	?
n°19	56	1° : ostéotomie 2° PTH Müller	voie publique + fracture cotyle	C	rescel. + synthèse + greffe	6 ans
n°20	67	PTH Charnley	voie publique + fracture cotyle	B	synthèse + greffe	6 ans
n°24	70	1° : PTH Charnley 2° : PTH Charnley	accident lors d'une tentative de réduction d'une luxation (+ fragilisation ?)	D	synthèse	3 ans
n°26	59	1° : PTH Charnley 2°: PTH Charnley révision	trauma. important entre prothèse révision et genou enraidi (+ fragilisation)	D	synthèse	5 ans 1/2

## 4 - Mauvaise répartition des contraintes

Dans 4 cas existait une malrépartition évidente des contraintes :

- La concentration des contraintes s'exerçait dans 2 cas sur une zone intermédiaire entre deux zones rigidifiées par du matériel.

- Dans 1 cas, l'existence, avant la fracture, d'une rupture de fatigue du pivot témoignait d'une forte élévation des contraintes mécaniques ayant eu à long terme un effet néfaste sur l'os environnant .

- Enfin, dans 1 cas l'élévation des contraintes était liée à la présence d'un très petit pivot avec mauvais remplissage distal par le ciment.

Le type de fracture le plus fréquemment rencontré fut le type D et le délai moyen de 2 ans et 1/2.

### Mauvaise répartition des contraintes

cas	âge	anamnèse	malrépartition des contraintes	type	traitement	délai/fract.
n°3	68	prothèse intermédiaire Charnley + plaque	différence d'élasticité par rigidification du 1/3 supérieur du fémur (double montage	D	synthèse longue	2 ans
n°10	68	1° : PTH Charnley 2° : PTH Charnley	pivot trop petit mauvais remplissage distal par ciment (+ fragilisation)	A	synthèse	1 an 1/2
n°12	77	PTH Lagrange prot. genou GSB	fracture entre 2 prothèses à tige fémorale	D	synthèse	?
n°14	69	PTH Lagrange	concentration des contraintes fracture du pivot	B	synthèse+ ablation extrémité pivot	3 ans

## D - CHOIX ET CONDUITE DU TRAITEMENT

Tous les patients ont été traités chirurgicalement dans un délai inférieur à 10 jours excepté un patient polytraumatisé dont la gravité de l'état a nécessité de différer l'intervention de 4 semaines.

Certains patients ont bénéficié au préalable d'une traction du membre inférieur par broche transtibiale.

Vingt quatre patients (soit 80 %) ont été traités par ostéosynthèse par plaque. Six patients (soit 20 %) ont fait l'objet d'une arthroplastie de reprise, bipolaire dans 5 cas et monopolaire dans 1 cas, plus ou moins associée à une greffe osseuse ou reconstruction fémorale et à un matériel de soutien.

Trois facteurs ont dicté le choix thérapeutique : le descellement associé, le terrain (facteurs de risque, espérance de vie, opérabilité), et le type de fracture.

En cas de descellement, nous avons été confrontés à 2 situations :

- soit l'état du patient permettait une entreprise chirurgicale lourde. Une arthroplastie de reprise fut alors pratiquée, associée trois fois à une ostéosynthèse de soutien par plaque, cinq fois à des greffes osseuses dont une reconstruction fémorale par greffes de banque.

- soit le risque chirurgical était trop élevé. Seule la fracture fut traitée, par une ostéosynthèse par plaque parfois associée à une greffe.

En l'absence de descellement, nous avons pratiqué l'ostéosynthèse par plaque (plaque AO ou vis plaque condylienne inférieure pour les fractures distales ou plaque à trous décalés permettant un vissage de part et d'autre de la prothèse).

Dans un cas a été associée l'ablation de la queue cassée d'une prothèse.

Dans un autre cas, nous avons utilisé une grande plaque prémoulée permettant un vissage spongieux métaphysaire supérieur.

L'adjonction d'une greffe osseuse s'est avérée indispensable dans toutes les fractures survenues par mécanisme de fragilisation osseuse excepté une. Elle n'a jamais été nécessaire dans les fractures liées à une malrépartition des contraintes.

Bien entendu, derrière l'apparente uniformité de chaque technique opératoire se dissimulait une variété de situations plus ou moins difficiles selon la qualité de l'os. Dans tous les cas, une mise en décharge du membre inférieur fut prescrite pendant au moins 2 mois.

**Traitement en fonction du type de fracture**

Traitement		nbr		Types fracture			
				A	B	C	D
Ostéosynthèse	plaque	10	+ 1 cerclage	4	2	1	3
	plaque + greffe	12	+ 2 cerclages	6	4	1	1
	vis plaque condyl.	2					2
Arthroplastie	rescellement pivot standard	1	+ 1 plaque + 1 greffe			1	
	reprise bipolaire PTH pivot standard	1	+ 1 plaque + 1 greffe	1			
	reprise bipolaire PTH long pivot	4	+ 2 cerclages + 1 plaque + 3 greffes	1	2	1	

4

# RESULTATS

---

<b>A - <u>COMPLICATIONS</u></b>	p.81
<b>B - <u>RESULTATS GLOBAUX</u></b>	p.82
1 - Résultat fonctionnel	p.82
a - Cotation clinique et fonctionnelle	p.82
b - Résultat	p.83
b)1 - Douleur	p.83
b)2 - Mobilité	p.84
b)3 - Marche	p.84
b)4 - Résultats tous paramètres confondus	p.85
- b)4.1 - Comparaison de la cotation fonctionnelle globale avant fracture et après traitement	p.85
- Critère	
- Résultat	
- b)4.2 - Evolution fonctionnelle cas par cas	p.86
c - Biais d'interprétation	p.87
2 - Résultat anatomique	p.87
a - Cotation	p.87
b - Délai de consolidation	p.88
c - Résultats	p.88
3 - Confrontation anatomoclinique	p.89
4 - Devenir global des patients	p.89
a - Gravité	p.89
a)1 - Les cas compliqués	p.89
a)2 - Les cas survenus sur terrain particulier	p.90
b - Notion d'échec relatif	p.91

<b>C - RESULTATS ANALYTIQUES</b>	p.92
1 - Résultats en fonction des mécanismes de la fracture	p.92
a - Résultat fonctionnel	p.92
b - Résultat anatomique	p.93
2 - Résultat selon la greffe osseuse	p.94
3 - Résultats en fonction du type de fracture et du traitement	p.95
4 - Influence du type de traitement sur la qualité du scellement	p.97
5 - Influence de l'âge	p.97
<b>D - CONCLUSION</b>	p.98

## A - COMPLICATIONS

Nous déplorons 2 décès précoces : 1 par complication pulmonaire chez un patient fragile, 1 dans un tableau septicémique dont le point de départ était un sepsis de hanche.

Neuf complications mineures ont été relevées ne nécessitant pas de réintervention. Sept patients soit 25% des patients suivis ont présenté une complication importante.

### Complications postopératoires

	nature de la complication	nombre
MINEURES	pseudarthrose du grand trochanter	1
	hématome postopératoire	1
	luxation unique sur arthroplastie de reprise	2
	ossifications hétérotopiques	1
	débricolage partiel tardif de matériel d'ostéosynthèse	2
	retard de consolidation	2
	MAJEURES	complication cardio-pulmonaire léthale
infection		3
fracture itérative avant consolidation		1
débricolage d'ostéosynthèse avant consolidation		3
instabilité de la prothèse de reprise		1

## B - RESULTATS GLOBAUX

### 1 - Résultat fonctionnel

#### a - Cotation clinique et fonctionnelle

- la douleur, la mobilité et la marche sont cotées de 0 à 6 selon la cotation PMA

	INDOLENCE	MARCHE	MOBILITE
0	Douleurs très vives et continues	impossible	Ankylose en attitude vicieuse
1	Douleurs très vives, empêchant le sommeil	Seulement avec béquilles	Ankylose clinique avec attitude vicieuse légère ou nulle
2	Douleurs vives à la marche empêchant toute activité	Seulement avec deux cannes	Flexion < 40° (abd. = 0) ou attitude vicieuse légère
3	Douleurs vives mais tolérables avec activité limitée	Limitée avec une canne (moins d'une heure) très difficile sans canne	Flexion < 40°-80°
4	Douleurs seulement après la marche, disparaissant rapidement par le repos	Avec une canne, même prolongée. Limitée sans canne (claudication)	Flexion > 60°-80° (peut lacer sa chaussure)
5	Douleurs très légères et intermittentes, n'empêchant pas une activité normale	Sans canne, mais claudication légère	Flexion > 80°-90° Limitation de l'abduction (>25°)
6	Indolence complète	Normale	Flexion > 90° Normale Abd. > 25°

**b - Résultats**

b)1 - Douleur

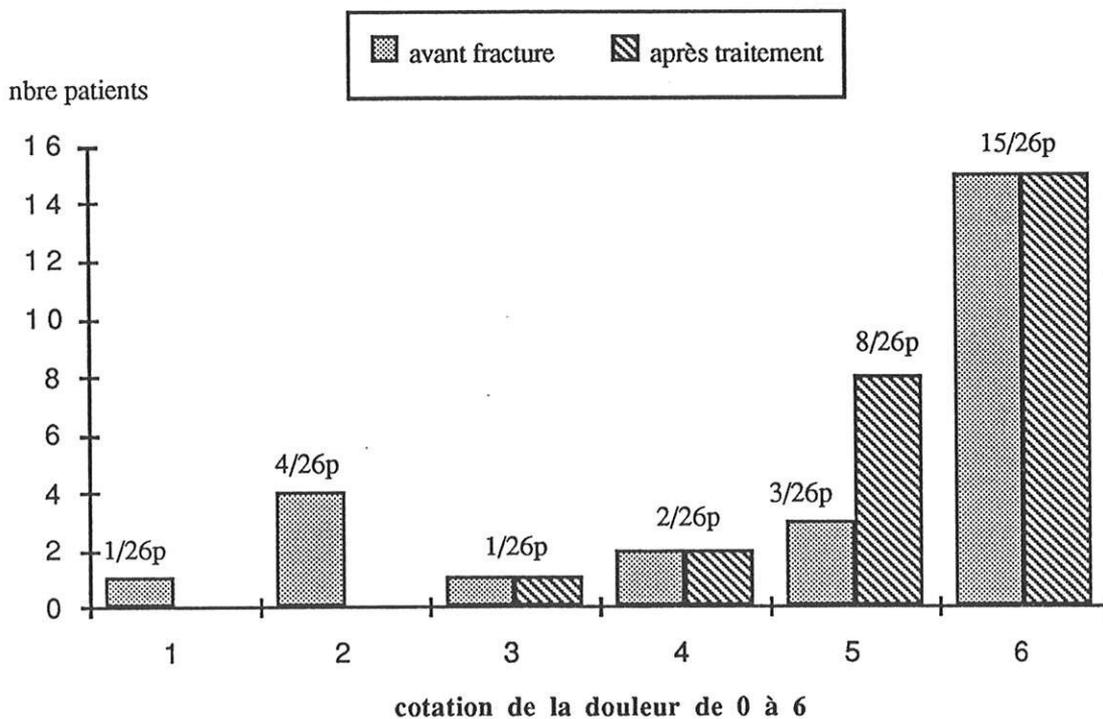
On note une amélioration clinique sur la douleur moyenne.

-quinze patients/26 (57,7%) ne souffrent pas du tout

-huit patients/26 (30,8%) ont une douleur légère ou intermittente

-trois patients/26 (11,5%) présentent une douleur importante

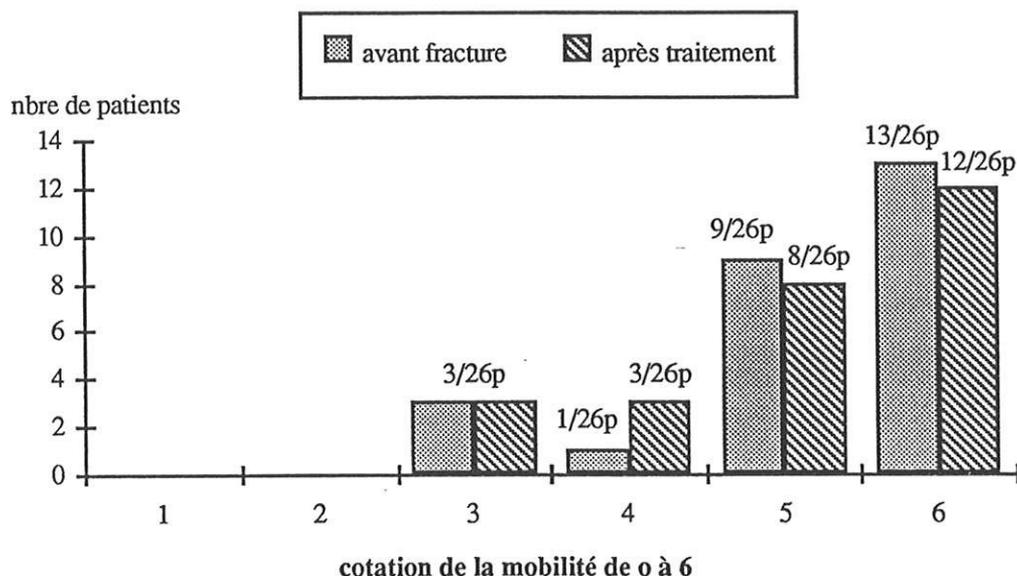
cotée 3 ou 4 mais il n'existe aucun cas de douleur cotée 2, 1 ou 0 alors qu'il en existait 5 (19,2%) avant le traitement.



### b)2 - Mobilité

On observe dans la majorité des cas une récupération de la mobilité initiale. Un enraidissement modéré a été noté dans 4 cas, ne modifiant pas la cotation car la mobilité est restée côtée à 6 (flexion >ou = à 90°)

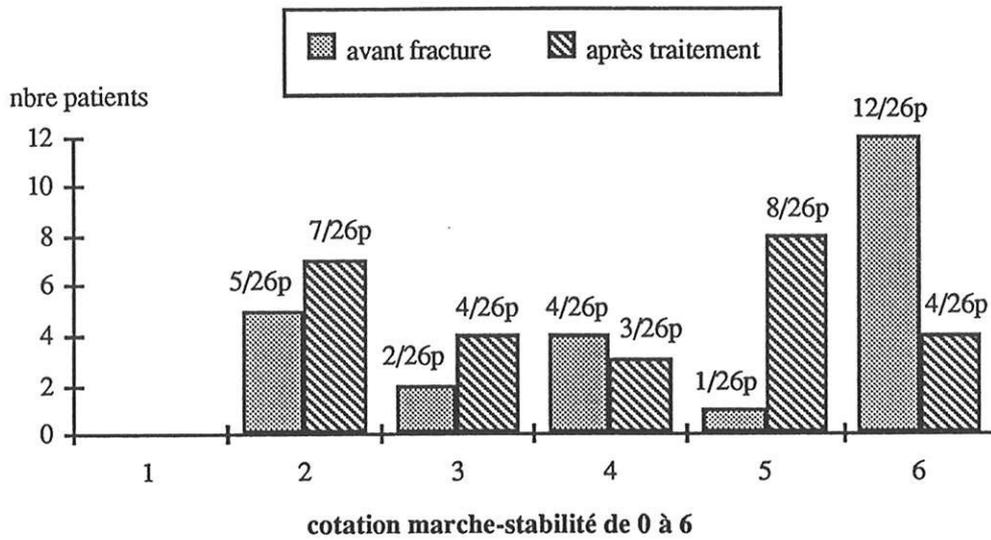
Un enraidissement plus important est apparu dans 3 cas/26.



### b)3 - Marche

Le traitement n'améliore pas la qualité moyenne de la marche et de la stabilité. Au contraire, on observe une dégradation de la marche dans 12 cas/26 soit 46,2% des cas (mais dans un cas la dégradation est liée à une pathologie intercurrente homolatérale intéressant le genou et le tibia)

La marche reste sérieusement perturbée (côtée 2,3 ou 4) dans 14 cas/26 soit 53,8% des cas contre 11 cas/26 avant la fracture.



b)4 - Résultats tous paramètres confondus

b)4.1 - Comparaison de la cotation fonctionnelle globale avant fracture et après traitement

- *Critères* = Evaluation globale de la fonction de la hanche selon la cotation PMA.

- *Résultat*

	avant fracture		après traitement	
<b>Excellent</b>	8	(30,76%)	3	(11,53%)
<b>Très bon</b>	4	(15,38%)	3	(11,53%)
<b>Bon</b>	2	(7,69%)	5	(19,23%)
<b>Moyen</b>	3	(11,53%)	4	(15,38%)
<b>Médiocre</b>	8	(30,76%)	10	(38,46%)
<b>Mauvais</b>	1	(3,84%)	1	(3,84%)

L'analyse de ces chiffres permet de constater la dégradation globale mais relativement modérée de la fonction dans la population étudiée. La perte fonctionnelle se fait surtout au dépend des patients qui avaient une excellente fonction après leur arthroplastie.

Par contre, le nombre de patients présentant une fonction médiocre après la fracture est à peine plus important qu'avant la fracture.

b)4.2 Evolution fonctionnelle cas par cas

- *critères* : Elle est obtenue après comparaison de la somme D +M + R des cotations. On distingue trois types d'évolution :

- amélioration fonctionnelle quand la différence des cotations est  $>$  ou  $= +2$

- retour à l'état fonctionnel antérieur quand la différence des cotations est soit 0, soit -1, soit +1

- dégradation fonctionnelle quand la différence de cotation est  $<$  ou  $= -2$

*résultats*

26,9% (7/26) des patients ont une amélioration fonctionnelle par rapport à leur état avant la fracture (parmi lesquels 4/26 (15,4%) gardent néanmoins une fonction médiocre ou mauvaise).

38,5% (10/26) reviennent à leur état antérieur (qui reste médiocre ou mauvais dans 2 cas)

34,6% (9/26) ont une fonction altérée par rapport à leur état avant la fracture. Cette altération est importante dans la moitié des cas.

### c - Biais d'interprétation

Par souci de simplification de l'exposé, nous n'avons pas tenu compte de la présence dans 9 cas de pathologies associées susceptibles de biaiser l'appréciation du résultat fonctionnel.

raideur		1 ossification hétérotopique 1 butée + ossification
douleur et difficulté à la marche	pathologie homolatérale	1 prothèse du genou compliquée (luxation, sepsis, fracture) 2 gonarthroses évoluées
	pathologie controlatérale	2 coxarthroses douloureuses 1 descellement symptomatique de PTH controlatérale
	pathologie bilatérale	1 gonarthrose homolatérale + coxarthrose controlatérale

**Pathologies associées susceptibles de biaiser le résultat fonctionnel**

## 2 - Résultat anatomique

### a- cotation

Elle est basée sur l'aspect du foyer de fracture, la qualité de la reconstruction osseuse et la qualité du scellement.

On distingue :

- les bons résultats : consolidation normale, bon support osseux et maintien d'un bon scellement.
- résultats moyens : présence d'un ou plusieurs défauts mineurs c'est-à-dire soit un retard de consolidation soit une persistance d'une

---

fragilité corticale ou d'un défaut soit un descellement potentiel secondaire (présence d'un liseré ciment os partiel).

- résultats mauvais : présence d'un ou plusieurs défauts majeurs c'est-à-dire soit une absence de consolidation ou une défaillance mécanique avant consolidation, soit une fracture itérative, soit un descellement secondaire imminent ou certain.

### **b - Délai de consolidation**

La consolidation a été obtenue habituellement dans un délai moyen de 4 mois 1/2 + / - 1,5 mois. Un retard de consolidation à 9 mois a été observé. Une pseudarthrose a été révélée à 9 mois par une fracture itérative.

### **c - Résultats**

Est considéré d'une part le résultat intermédiaire (c'est-à-dire résultat avant survenue d'une éventuelle complication nécessitant une chirurgie itérative), d'autre part le résultat définitif après éventuelle chirurgie de reprise.

50% des patients (13/26) ont un bon résultat qui reste stable au recul maximum (dans un cas on observe un descellement tardif à 12 ans nécessitant une arthroplastie de reprise. L'important délai met hors de cause la conduite thérapeutique)

30,7% des patients (8/26) ont un résultat moyen qui reste stable au recul maximum sauf dans 1 cas où le résultat devient mauvais.

19,2% des patients (5/26) ont un résultat intermédiaire mauvais nécessitant une reprise chirurgicale. Après reprise 1 patient obtient un bon résultat, 4 patients ont un résultat moyen.

La distribution au recul maximal après éventuelle chirurgie de reprise comporte donc 14 cas/26 soit 53,8% de bons résultats, 11 cas/26 soit 42,6% de résultats moyens et 1 cas/26 soit 3,84% de mauvais résultats.

### **3 - Confrontation anatomoclinique**

Trois constatations :

- les résultats fonctionnels sont souvent décevants par rapport aux résultats anatomiques.

- les excellents, très bons ou bons résultats fonctionnels observés dans 11 cas n'ont été obtenus que lorsque le résultat anatomique était bon d'emblée (ou plus rarement moyen) : reconstitution immédiate d'un bon support osseux, montage assurant une consolidation dans les délais normaux et maintien durable de la qualité du scellement.

- l'état fonctionnel de base conditionne le succès fonctionnel d'une bonne reconstruction anatomique.

### **4 - Devenir global des patients**

#### **a) gravité**

D'une manière globale, la survenue d'une fracture du fémur sous prothèse a eu des conséquences graves dans plus d'un tiers des cas ( 11 cas/28 revus)

#### **a)1 - Les cas compliqués :**

- Deux décès dans les 3 premiers mois (1 sepsis, 1 complication cardio-pulmonaire)

---

-Trois défaillances mécaniques d'ostéosynthèse par plaque, avant consolidation, dont le résultat anatomique après reprise est soit bon soit moyen mais le résultat fonctionnel est médiocre (mauvais terrain dans 1 cas et problème septique intercurrent au niveau d'une prothèse du genou homo latéral dans 1 cas).

- une fracture itérative à l'extrémité inférieure de la plaque. Le résultat anatomique après reprise est moyen, le résultat fonctionnel est médiocre.

-Deux sepsis tardifs sur plaque avec dans un cas une deuxième fracture survenue après ablation de la plaque. Le résultat fonctionnel après chirurgie itérative est néanmoins bon. Dans l'autre cas, le sepsis s'est étendu à la prothèse aboutissant à une fistulisation chronique et descellement septique sur hanche présentant une luxation invétérée chez un patient en mauvais état général.

-un cas d'instabilité majeure d'une prothèse de reprise aboutissant à l'indication d'une résection tête col avec un résultat fonctionnel mauvais.

#### a)1- Les cas survenus sur terrain particulier

- Quatre patients ont présenté une évolution particulière en raison de leurs antécédents :

- Un fémur irradié pour lymphome a été le siège de fractures itératives conduisant à l'escalade thérapeutique ;

- Un patient , atteint d'un cancer ORL, présentait une fracture du fémur sur prothèse en luxation invétérée mais toute chirurgie lourde était refusée et seule la fracture fut traitée.

- Enfin, deux patients âgés ont été traités par ostéosynthèse par plaque laissant en place une prothèse descellée avec un résultat médiocre sur le plan fonctionnel.

### **b) Notion d'échec relatif**

La comparaison du devenir global du patient avec le résultat fonctionnel final appelle deux observations : certains patients ont obtenu un bon résultat fonctionnel final ou au moins un retour à leur état fonctionnel antérieur malgré la survenue de complications graves, mais au prix d'une chirurgie itérative qui peut être elle-même considérée comme un critère d'échec relatif.

D'autres ont obtenu un mauvais résultat fonctionnel malgré consolidation dans les délais sans complication grave. Un terrain particulier explique ces mauvais résultats.

Tous ces échecs relatifs accentuent la gravité potentielle des fractures du fémur porteur de prothèse.

## C- RÉSULTATS ANALYTIQUES

### 1- Résultats en fonction du mécanisme de la fracture

#### a - Résultat fonctionnel

<b>Résultat fonctionnel en fonction du mécanisme de la fracture</b>
---

mécanisme	descellement	fragilisation	traumatisme majeur	malrépartition des contraintes	cas exploitables
	6	9	7	4	
résultat fonctionnel					
Excellent Très Bon ou Bon	2	2	5	2	
Moyen	1	3	1	0	
Médiocre ou Mauvais	3	4	1	2	

Les meilleurs résultats sont obtenus dans les mécanismes par traumatisme important et les résultats les plus médiocres dans les mécanismes par descellement ou fragilisation osseuse.

En effet, les traumatismes sont survenus sur des fémurs de bonne qualité. Le traitement permet alors un retour à l'état fonctionnel antérieur qui était bon dans la majorité des cas.

Par contre la fonction était souvent déjà sérieusement altérée dans les fémurs descellés et fragilisés ( dans 50% des cas) et cela explique la fréquente médiocrité du résultat.

**b - Résultat anatomique**

**Résultat anatomique en fonction du mécanisme de la fracture**

mécanisme	cas exploitables			
	descellement	fragilisation	traumatisme majeur	malrépartition des contraintes
résultat anatomique	6	9	7	4
Bon	3	4	5	2 (1 reprise)
Moyen	3	5 (2 reprises)	1	2 (2 reprises)
Mauvais	0	0	1	0

Le meilleur résultat est obtenu dans les mécanismes par traumatisme ( reconstruction aisée sur un os de bonne qualité).

Les résultats sont moins bons dans les mécanismes par descelllement et fragilisation à cause de la persistance dans près de la moitié des cas soit de défauts nécessitant une reprise chirurgicale soit d'un défaut mineur.

Dans la moitié des cas de fracture par malrépartition des contraintes, il a été nécessaire de reprendre chirurgicalement un défaut mécanique du

traitement initial. Cela prouve que le montage doit être particulièrement solide pour pouvoir résister aux énormes contraintes qui continueront à s'exercer sur le foyer de fracture.

## **2 - Résultat selon la greffe osseuse**

Une greffe osseuse a été quasiment systématique dans les mécanismes par descellement ou fragilisation.

Dans les malrépartitions de contraintes les deux cas/ quatre non greffés ont nécessité une reprise avec greffe secondaire. Il semble donc qu'il faille les greffer surtout s'il s'agit d'une fracture distale A ou D, instable. La greffe augmente la qualité mécanique de l'ostéosynthèse.

Dans les traumatismes la greffe n'est nécessaire qu'en cas de défaut cortical.

## **3 - Résultats en fonction du type de fracture et du traitement**

Aucun pronostic fonctionnel n'est déductible du type de fracture (le résultat global est cependant beaucoup plus grave dans le type C à cause du descellement constant et de la difficulté du traitement ( 50% de décès dans notre série)).

Parmi les types B le traitement par ostéosynthèse +/- greffe, réalisé 6 fois a permis d'obtenir un résultat anatomique bon dans 3 cas, moyen dans 3 cas et un résultat fonctionnel bon dans 4 cas. Ces résultats encourageants sont peut-être dus au fait que le pivot assure en partie la réduction du foyer de fracture.

L'arthroplastie a donné de meilleurs résultats fonctionnels que l'ostéosynthèse. (Trois Très Bons ou Bons résultats sur 5 cas (1 décès exclu)

soit 60% dans le groupe d'arthroplastie contre 9 Très Bons ou Bons résultats sur 21 cas (1 décès exclu) soit 42,8% dans le groupe d'ostéosynthèse. Seulement 1 mauvais résultat sur 5 cas dans le groupe arthroplastie (20%) contre 10 résultats médiocres sur 21 cas (soit 48%) dans le groupe ostéosynthèse. Mais le risque d'échec global est plus important et les complications lorsqu'elles surviennent aboutissent plus souvent à un résultat fonctionnel catastrophique.

**Résultat fonctionnel en fonction du type de fracture et du traitement**

		Type de fracture				Total
		A	B	C	D	
Ostéosynthèse	Plaqué	1 Très bon (après reprise) 1 Bon 1 Médiocre	1 Excellent 1 Médiocre	1 Médiocre	1 Très Bon 1 Médiocre	9 Tb ou B 2 Moy
	Plaqué + greffe	1 Bon 2 Moyen 3 Médiocre	1 Excellent 1 Très bon 1 Bon 1 Médiocre	(1 Décès)	1 Médiocre	10 Med 0 Mauv
	vis plaqué condylienne				1 Excellent 1 Médiocre	1 DC
	Arthroplastie	rescellement fémoral			1 Bon	
	reprise PTH bipolaire pivot standard	1 moyen				1 Moy 1 Mauv
	reprise PTH bipolaire long pivot	1 Excellent	1 Bon 1 Mauvais	(1 Décès)		
<b>Total</b>	Exc-TB ou B	3	5	1	0	2
	Moy	2	0	1		3
	Med ou Mauv	3	3	2 DC		

#### 4 - Influence du type de traitement sur la qualité du scellement.

- Parmi les 21 cas de fracture sans descellement traités par plaque, 20 patients ont été revus après une période d'observation moyenne de 2 ans et 4 mois. On observait seulement 2 descellements (10 %) : 1 descellement septique après sepsis sur plaque et 1 descellement tardif à 12 ans difficilement imputable au traitement par ostéosynthèse. Dans 4 autres cas, on notait l'apparition d'un petit liseré interne non significatif asymptomatique.

Le traitement par ostéosynthèse par plaque des fractures sous prothèse bien scellée ne semble donc pas compromettre la qualité du scellement à moyen terme.

- Dans les cas de reprise d'arthroplastie le recul insuffisant et le nombre de cas trop faible n'ont pas permis d'apprécier le devenir du scellement selon que la prothèse ait été implantée seule ou associée à une plaque de soutien.

#### 5 - Influence de l'âge

Le pronostic fonctionnel est étroitement lié à l'âge, âge dont dépend surtout l'état fonctionnel de base avant la fracture, qui conditionne le succès du traitement :

Résultats	6 patients âge < 60 ans	12 patients 60 à 75 ans	8 patients >75 ans
Exc. TB ou B	5/6	5/12	1/8
Moyen		2/12	2/8
Méd. ou Mauv.	1/6	5/12	5/8

Exprimé en pourcentage, le taux d'Excellent, TB ou Bon résultats est supérieur à 80% dans la tranche d'âge < 60 ans et chute à 12,5% lorsque l'âge excède 75 ans .

Parmi les fractures associées à un descellement, nous avons recherché l'influence de l'âge sur les résultats globaux : 3 échecs dont 1 décès ont été constatés chez des patients âgés de plus de 75 ans traités par simple ostéosynthèse (77, 83 et 85 ans). Mais cet échec restait relatif dans 2 cas avec retour à l'état fonctionnel antérieur conférant au patient une autonomie acceptable. Sur les 4 patients âgés de moins de 75 ans, traités par reprise de prothèse, 3 avaient un bon résultat global et 1 avait un mauvais résultat à cause d'une instabilité majeure de sa prothèse. Par contre le seul patient âgé de plus de 75 ans traité par arthroplastie de reprise est décédé dans les suites opératoires. L'âge de 75 ans nous paraît donc être un facteur pronostic limitant l'indication d'une reprise d'arthroplastie totale dans les cas de fracture sur prothèse descellée.

## **D - CONCLUSION**

L'analyse des résultats montre que les résultats fonctionnels ont été très satisfaisants sur la douleur, mais la survenue et la persistance de sérieuses difficultés à la marche dans plus de la moitié des cas a contribué à la modestie du résultat fonctionnel global. L'enraidissement modéré de la hanche n'a semblé jouer qu'un rôle mineur dans ce résultat.

Elle montre également le rôle prépondérant du support osseux:

Les cas d'échec ou de retard de consolidation (hormis les complications septiques et les luxations) ont été observés lorsque persistait un défaut osseux ou que la stabilité de mobilisation de l'ostéosynthèse n'était pas suffisante pour résister aux contraintes exercées sur le foyer de fracture. La neutralisation de ces contraintes est difficile à obtenir quand l'os est fragile:

La présence d'une plaque sur un os fragilisé par une radiothérapie ou une importante ostéoporose n'a pas empêché la survenue de fracture itérative au voisinage de la fracture initiale.

5

*DISCUSSION*

---

**A - COMPARAISON AUX AUTRES SERIES** p.102

**B-LES DIFFERENTS PROCEDES THERAPEU-  
TIQUES** p.102

1 - Traitement orthopédique p.102

2 - Traitement chirurgical p.103

2.1 - En l'absence de descellement p.104

2.1.1- Stratégie thérapeutique p.104

2.1.2 - Aspects techniques p.106

2.2 - En cas de descellement p.107

2.2.1- Stratégie thérapeutique p.107

2.2.2 - Aspects techniques p.109

- Reconstruction par greffe de banque p.109

- Reconstruction fémorale en 1 ou 2 temps p.109

2.3 - Cas particuliers p.110

2.4 - Indications difficiles p.111

---

## **A - COMPARAISON AUX RESULTATS DES AUTRES SERIES**

Notre série s'intègre aux données d'ensemble de la littérature en ce qui concerne les caractéristiques de la population atteinte. La notion de fragilisation osseuse iatrogène est reconnue unanimement ainsi que les conséquences thérapeutiques d'un descellement associé.

Les résultats des différents auteurs sont variables et difficiles à comparer (petite taille des séries, étude rétrospective, recul insuffisant, etc...) Parmi les auteurs disposant de séries de grandes tailles avec un recul suffisant leur permettant de comparer les résultats de l'ostéosynthèse et des reprises par pivot long, les résultats sont assez discordants : pour JENSEN (41), dans les types A, B et C le résultat des arthroplasties est significativement meilleur que le résultat des ostéosynthèses. A l'inverse, COOKE (15) obtient un meilleur résultat avec les ostéosynthèses par plaques à cause d'un nombre important de complications graves en cas d'arthroplastie de reprise.

## **B - SYNTHÈSE DES DIFFÉRENTS PROCÉDES THÉRAPEUTIQUES**

On distingue les méthodes orthopédiques et les méthodes chirurgicales qui diffèrent selon la présence ou non d'un descellement associé à la fracture.

### **1 - Le traitement orthopédique**

Le traitement orthopédique est surtout défendu par les auteurs anglo-saxons au début de l'expérience de ces fractures:

Un traitement par traction et plâtre est souvent proposé en première intention par ses défenseurs et en cas d'échec précoce, ils préconisent une reprise par prothèse à long pivot . Certains opèrent d'emblée les fractures de type A considérées comme instables .

Nous pensons que ce traitement est inconfortable (traction au lit prolongée ou plâtre pelvi-pédieux), mal toléré et délétère en raison des risques multiples inhérents à l'immobilisation prolongée. Certes la présence de ciment n'empêche pas la consolidation osseuse d'une fracture correctement réduite (CHARNLEY (13)) encore faut-il que celui-ci ne s'interpose pas entre les fragments (YABLON) (108)), ce qui est difficile à contrôler sans abord chirurgical. Par ailleurs, la perte de substance fréquemment observée dans les mécanismes par fragilisation osseuse, si elle n'est pas comblée par une greffe, ne consolidera pas sans laisser persister une zone fragile, siège de prédilection d'une fracture de fatigue secondaire. Enfin, la méthode conservatrice est à l'origine d'un taux élevé ( environ 50 % ou plus) de descellement secondaire lorsque la fracture est périprothétique (BETHEA(8),COOKE(15), JOHANSSON (42)) et de fréquents cals vicieux en varus qui compromettent les chances d'une arthroplastie ultérieure en augmentant le risque de fracture per opératoire (BETHEA (8),COOKE (15))

Nous réserverons cette méthode à de rares cas : jeunes polytraumatisés alités ; avec fracture non déplacée ou parfaitement réduite (BETHEA(8), TONI(99)) simple fissure ou une mise en décharge sans alitement suffit parfois (RABENSEIFNER (77), JAGER (38), POSTEL (76) ) à condition qu'un défaut cortical ne soit pas à l'origine de la fissure .

## **2 - Le traitement chirurgical**

Le choix du traitement dépend de la présence ou non d'un descellement. Ceci impose de définir précisément la notion de descellement. Certains

auteurs considèrent la simple présence d'un liseré même asymptomatique comme un critère imposant une révision primaire ( FREDIN (23) ). Nous pensons pour notre part que seuls les descellements symptomatiques ou radiologiquement imminents ou certains doivent être considérés (VIVES (103)). Les fractures comminutives métaphysaires de type C entraînent un descellement indiscutable. Le problème est plus complexe pour les fractures de type B qui pour certains auteurs ne surviendraient que sous prothèse descellée (DUPARC (20), VICHARD (101)). Dans notre expérience ces fractures respectent souvent la qualité globale du scellement. Le descellement est partiel au niveau des biseaux étroits du foyer car le trait de fracture est souvent oblique long, situé préférentiellement au niveau des 2/3 inférieur du pivot avec respect du scellement métaphysaire. Comme certains auteurs (BLATTER (9), ZIELKENS (110)) nous avons traité ces fractures par ostéosynthèse par plaque avec de bons résultats sans altération à moyen terme de la qualité du scellement.

## **2.1 - En l'absence de descellement**

### **2.1.1 - Stratégie thérapeutique**

Certains auteurs préconisent l'arthroplastie de reprise d'emblée dans toutes les fractures situées autour de la jonction fémur prothésé/fémur sous jacent (ADOLPHSON (1), BARFOD(5), JENSEN (41)). D'autres recommandent lorsque ce choix a été fait, d'associer systématiquement une plaque d'ostéosynthèse pour contrôler la rotation du foyer de fracture (JÄGER (38), JOHANSSON (42), LARSEN (46), SCHWARZ (87), ZIELKENS (110) ).

Pour d'autres l'arthroplastie de reprise doit rester une indication d'exception (BERND (7), COOKE (15), COURPIED (16), HANSEN (29), JÄGER (38), JAHN (39), MAYER (54), MULLER (60), POSTEL (76), RABENSEIFNER (77),

---

SCHWARZ (87), VICHARD (101), WANG (104) et l'ostéosynthèse par plaque est réalisée en première intention.

Nous considérons l'arthroplastie de reprise comme une intervention lourde, nécessitant un bon état général, et entraînant inévitablement une fragilisation supplémentaire du capital osseux lors de l'extraction du ciment (bien que celle-ci soit facilitée par l'existence de la fracture). L'avenir du patient est compromis dès qu'une complication apparaît (descellement, infection, luxation) car la chirurgie itérative pose alors un réel problème technique.

Après confrontation de nos résultats à ceux des autres auteurs, l'ostéosynthèse par plaque nous paraît être la solution de choix pour conserver le maximum de capital osseux si elle est réalisée dans des conditions biomécaniques satisfaisantes, avec obtention d'une stabilité de mobilisation ("Bewegungsstabilität" des auteurs germaniques) contrôlée pendant l'intervention.

Elle comporte son propre cahier des charges :

1 - support osseux correct permettant une stabilité suffisamment durable pour atteindre la date de consolidation, condition compromise dans certains cas (ostéoporose importante, os radique, os tumoral).

2 - plaque suffisamment grande et épaisse, pontant largement toute zone fragile (défaut osseux, zone de transition entre 2 zones rigidifiées...).

3 - comblement de tout défaut par un apport osseux.

4 - mise en décharge jusqu'à consolidation ( COOKE (15), WANG (104))

5 - réduction correcte sur une prothèse normo-axée avec levée de toute interposition de ciment (BERND<sup>(7)</sup>, COOKE<sup>(15)</sup>, HARRINGTON<sup>(31)</sup>, SCHWARZ<sup>(87)</sup>, WHITTAKER<sup>(105)</sup>).

Elle comporte des risques :

1 - risque infectieux sérieux pouvant avoir des conséquences graves sur l'implant prothétique.(lié pour MAESS<sup>(53)</sup> à la dévitalisation osseuse par le déperiostage étendu).

2 - risque de défaillance mécanique avant consolidation, surtout si la mise en charge est trop précoce, une reprise d'ostéosynthèse s'impose alors avec risque d'escalade dans la fragilisation du fémur.

Mais dans l'ensemble les complications sont moins graves que celles d'une arthroplastie par long pivot et la chirurgie de reprise en cas d'echec est techniquement beaucoup plus facile. A moyen terme, l'ostéosynthèse ne semble pas compromettre la qualité du scellement. Cette notion est plus discutable à long terme et pour JARDE<sup>(40)</sup> le descellement est même quasi constant à 3 ans. En cas de descellement, il sera toujours possible de réaliser une nouvelle arthroplastie sur un fémur consolidé avec un capital osseux conservé.

### 2.1.2 - Aspects techniques

La fixation d'une plaque peut-être très difficile en zone périprothétique, surtout lorsque la corticale est fine et que la prothèse est volumineuse. Bien que nous n'en ayons pas l'expérience, certaines méthodes nous semblent particulièrement adaptées à cette situation. On peut utiliser une grande plaque pontante permettant un vissage spongieux proximal et un vissage cortical

distal, la zone intermédiaire n'est pas vissée, elle n'entre pas en contact direct avec le périoste, l'espace libre étant destiné à la mise en place d'une greffe corticale en étai (BLATTER (9)). On peut utiliser également une plaque d'Ogden, vissée distalement et maintenue en zone périprothétique par des bandelettes de nylon solidarisées à la plaque et réalisant des cerclages fémoraux. La nature non métallique de ce cerclage aurait l'avantage de diminuer le risque de nécrose osseuse sous-jacente.

Les résultats de ces méthodes semblent satisfaisants (MONTIJO (59), OGDEN (66), ZENNI (109)).

Les autogreffes ou petites allogreffes par fragments de tête de banque permettent de combler la plupart des pertes de substance. Parfois l'importance du défaut impose l'utilisation d'allogreffes plus massives de type plaque corticale de renforcement.

## **2.2 - En cas de descellement**

### **2.1.1 - Stratégie thérapeutique**

Les auteurs sont unanimes pour l'indication de l'arthroplastie de reprise. Les quelques initiatives de traitement orthopédique se soldent constamment par un échec avec progression inexorable de l'ostéolyse périprothétique (HARRIS (33)).

Qu'attendre d'autre part d'une ostéosynthèse isolée réalisée sur une prothèse vouée à brève échéance à une reprise ?

Plusieurs tactiques opératoires sont possibles : la reprise peut être effectuée en 2 temps (BLATTER (9), MÜLLER (60)). L'ostéosynthèse après

ablation de la prothèse constitue le premier temps, la mise en place de la prothèse à pivot long cimenté est effectuée après consolidation.

Cette séquence comporte des risques importants : fréquent cal vicieux en varus avec risque de fausse route lors de la deuxième intervention ; augmentation du risque opératoire et du risque infectieux ; plus grande difficulté d'extraction du ciment après consolidation ; fragilisation par l'empreinte des vis d'ostéosynthèse qui a été comblée par du ciment.

Nous sommes donc partisans d'une reprise en un temps (COOKE<sup>(15)</sup>, JENSEN<sup>(41)</sup>, ZIELKENS<sup>(110)</sup>) réalisée en respectant les impératifs suivants:

1 - bon support osseux

2 - scellement non extensif

3 - pivot dépassant d'environ 5 cm le foyer de fracture

4 - adjonction d'une plaque d'ostéosynthèse dans les fractures instables ou spiroïdes longues où le pivot ne peut à lui seul assurer une bonne stabilisation (ROSEMEYER<sup>(82)</sup>).

La nécessité d'un bon support osseux est un élément essentiel. Une étude récente (VIVES<sup>(103)</sup>) dans laquelle le descellement fémoral était classé en 4 stades évolutifs a montré que le rescellement simple ne donne des résultats corrects que dans les descellements de stade 1 (lyse du Merckel avec corticales correctes), à condition que la tige remplisse le plus exactement possible le fémur. Dans tous les autres cas survient un descellement secondaire. Un rescellement associé à un comblement des zones fragiles par du ciment est également voué à un échec rapide.

Une reconstruction du fémur s'impose donc dans presque tous les cas, associée souvent à un dispositif de soutien (cerclage plaque).

En l'absence de reconstruction, l'adjonction d'une plaque à un rescellement simple diminuerait le risque de descellement secondaire du pivot réimplanté. Ceci devrait encourager l'association systématique d'une ostéosynthèse chaque fois que l'on reprend une prothèse pour fracture.

### 2.2.2 - Aspects techniques

- La reconstruction par greffe de banque ( ALLAN (3), HUTEN (36), OAKESHOTT (63) )

Les défauts corticaux par fenêtre ou fausse route seront comblés par des greffes encastrées en marqueterie. Si l'encastrement n'est pas suffisant, une stabilisation par cerclages sera utilisée.

Une résorption de l'éperon de Merckel sera compensée par une greffe en forme avec son dispositif de soutien.

Les amincissements pariétaux seront renforcés par des greffes exofémorales stabilisées de préférence par cerclage. La mise en place de greffes endofémorales est inadaptée si le scellement est immédiat.

- La reconstruction fémorale en 1 ou 2 temps

Dans les reconstructions en 1 temps avec réimplantation immédiate d'une prothèse de reprise cimentée dans un fémur réduit et reconstruit, il faudra veiller à éviter toute interposition de ciment entre greffons et support osseux (TONI (99)).

Les reconstructions en 2 temps (DUPARC (20)) font appel à l'utilisation d'une prothèse de reconstruction longue sans ciment, pontant les foyers de

fracture, dans un fémur reconstruit par greffes cortico-spongieuses associées à de la bouillie osseuse. Le 2<sup>ème</sup> temps, qui n'est pas toujours nécessaire, permettra la mise en place d'une prothèse cimentée sans scellement extensif.

Elle a l'inconvénient de nécessiter un 2<sup>ème</sup> temps à moins qu'un ancrage biologique soit obtenu. Or pour obtenir celui-ci il faut qu'initialement tout le ciment et l'os nécrosé aient été éradiqués et qu'une prothèse de gros calibre ait été implantée à friction après greffes endofémorales dans un os parfaitement avivé. Ces conditions rendent la méthode aussi difficile et risquée qu'un scellement par pivot de reprise. Par contre, pratiquée chez un patient en bon état général, elle a l'avantage de l'obtention à long terme d'une prothèse standard sans scellement extensif dans un os consolidé et à capital reconstitué.

Certains proposent l'implantation définitive de grandes prothèses sans ciment usinées sur mesure, après trois semaines de traction suspension (VICHARD (101)).

### 2.3 - Cas particuliers

Lorsque le descellement s'accompagne de lésions majeures du support osseux métaphysaire ou que l'os présente une fragilité inhabituelle, même en l'absence de descellement (tumeur, ostéoporose, os irradié), les solutions précédentes ne sont plus adaptées. Des méthodes exceptionnelles sont alors envisagées :

- la mégaprothèse cimentée (HARRIS (32), KATZNER (43), SCHVINGT (87)):

Il s'agit d'une méthode de sauvetage qui peut être proposée aux sujets âgés grâce aux progrès de l'anesthésie. Elle ne doit être destinée qu'aux patients ayant une espérance de vie courte car la nécessité d'une reprise en cas d'échec poserait un problème technique majeur. Elle est réalisée avec

---

conservation du manchon osseux métaphysaire sauf en cas de tumeur. Certains auteurs proposent des prothèses de résection dans les fractures associées à un descellement septique ( JÄGER (38), MÜLLER (60)).

- la mégaprothèse sans ciment :

Nous n'avons aucune expérience de ces prothèses sans ciment associées à un dispositif de soutien, plaque ( RITSCHL (79)) ou clous centromédullaires (OLERUD (67)), ou prothèses à longue tige verrouillée par vissage (VIVES (103)).

- l'allogreffe massive :(ALLAN (3), COURPIED(16), GROSS (27), HEAD(34), LOTY(50), OAKESHOTT (63), POSTEL (76))

Manchonnant une prothèse à long pivot, elle permet une reconstruction d'emblée résistante et d'emblée solide. N'ayant pas l'expérience de cette méthode dans ce type d'indications, nous la considérons cependant comme une méthode très prometteuse dans ces cas difficiles. Les résultats à moyen terme semblent excellents mais le résultat à long terme est inconnu ce qui maintient la méthode parmi les indications d'exception.

- la résection tête-cal selon GIRDLESTONE : (WROBLESKI (107) ) demeure selon les auteurs une méthode d'exception en raison de ses mauvais résultats fonctionnels, à ne proposer qu'à titre antalgique sur des terrains très fragiles.

#### 2.4 - Les indications difficiles

Lorsqu'existe un descellement certain mais que le terrain comporte un haut risque chirurgical, la décision thérapeutique est difficile. Nous avons ainsi opté dans 3 cas pour une ostéosynthèse là où d'autres auraient peut-être tenté la mise en place d'une prothèse massive (?) ou une arthroplastie de reprise par pivot long (?). L'obtention dans ces cas d'une consolidation dans les délais et d'une certaine stabilisation à moyen terme de la lyse périprothétique

est probablement due à l'effet de rigidification de la plaque (BLATTER (9)). Le résultat global est acceptable pour ces patients âgés ayant une activité réduite. Dans les cas où la tenue d'une ostéosynthèse est médiocre mais que le geste chirurgical doit être limité, l'adjonction de ciment permet le bon ancrage du matériel. Des cerclages métalliques étagés seront parfois utilisés seuls surtout dans les fractures spiroïdes (JÄGER (38), RABENSEIFNER (77), ROSEMEYER (82)).

6

# CONCLUSION

Les fractures postopératoires du fémur porteur de prothèse cimentée, jusqu'alors rares, semblent augmenter de fréquence. Notre série regroupe 30 patients d'âge moyen de 70 ans avec une légère prédominance féminine. Dans plus de la moitié des cas des interventions multiples ont précédé la fracture. La prothèse était descellée dans 8 cas/30. Hormis les cas survenant après traumatisme de la voie publique, le traumatisme déclenchant est le plus souvent mineur.

La gravité de cette complication est liée au mauvais état général de certains patients ainsi qu'à la fréquente fragilité du support osseux qui rendent le traitement chirurgical difficile et risqué. Ainsi, 11 patients ont eu des suites graves soit en raison d'une complication soit parce que la fracture aggravait un état pathologique préexistant.

L'analyse des mécanismes et les données de la littérature ont mis en évidence certains défauts qu'une attitude préventive permettra parfois de corriger :

- traiter à temps les descellements symptomatiques en avançant les stades où la lyse osseuse périprothétique rend aléatoire toute chirurgie de reprise.

Ceci suppose une surveillance radiologique et clinique régulières.

- savoir demander devant des douleurs évocatrices, des tomographies et une scintigraphie osseuse pour le diagnostic précoce d'une fracture de fatigue.

- éviter les imperfections techniques pourvoyeuses de fortes contraintes: varus du pivot ; différence d'élasticité liée à la présence de matériel multiple créant une zone intermédiaire fragile qu'il faut absolument renforcer ; maladaptation de la taille du pivot ou mauvais remplissage distal par le ciment.

- lors d'une reprise d'arthroplastie, l'éventuelle fenêtre d'extraction du ciment aura un emplacement antérieur à un niveau pré-établi sur les clichés

préopératoires, afin d'être largement pontée par la prothèse. Elle sera reposée et maintenue par un matériel de soutien.

Toute effraction corticale devra être comblée après ablation préalable du ciment interposé (ESCHENROEDER (21), LOTKE (49)) et pontée soit par la prothèse (BETHEA (8), JOHANSSON (42), MC ELFRESH (55), PELLICI (72), WANG(104)) soit par une plaque dont l'extrémité ne devra pas coïncider avec la pointe du pivot.

- un contrôle peropératoire radiographique est parfois indiqué (face + profil postopératoires au bloc) à la recherche d'une éventuelle effraction corticale passée inaperçue. Ce contrôle est indiqué dans toute arthroplastie à haut risque (petite taille du fémur, hanche dysplasique, chirurgie de reprise, utilisation de long pivot,...) ( LOTKE (49), TALAB (97) ).

- en cas de malposition évidente d'une prothèse (ex: varus de la tige avec effraction au niveau de la pointe) une reprise précoce paraît justifiée. Nous pensons comme l'observe COURPIED (16) que la simple mise en décharge pendant quelques semaines préconisée par PELLICI (72) est probablement insuffisante. En témoigne le délai de survenue supérieur à 8 mois des fractures par fragilisation observées dans notre série, qui laisse supposer la persistance d'une fragilisation osseuse largement au-delà de la période de repos habituellement prescrite.

Le choix du traitement des fractures du fémur sous prothèse scellée est guidé par 3 éléments : la qualité du support osseux, la présence ou l'absence de descellement, l'état général du patient.

En l'absence de descellement, nous optons pour une ostéosynthèse par plaque pontant largement toute zone fragile ou toute zone d'élasticité intermédiaire, associé au comblement de tout défaut osseux. Réalisée dans des conditions satisfaisantes, l'ostéosynthèse permet en règle une consolidation dans un délai normal et un retour à l'état fonctionnel antérieur, sans risque de

descellement secondaire à moyen terme. Le risque infectieux n'est toutefois pas négligeable.

En présence d'un descellement, nous optons lorsque le patient est opérable, pour une reprise immédiate par pivot scellé dépassant la zone fragile d'environ 5 cm. Celle-ci n'est réalisée qu'après l'obtention d'un support osseux correct qui nécessite souvent une greffe osseuse et parfois une reconstruction fémorale. L'adjonction d'une plaque de soutien est recommandée dans les fractures très instables et dans les fractures spiroïdes longues. Cette méthode donne de bons résultats mais les complications lorsqu'elles surviennent sont graves. L'avenir de la méthode de reconstruction sur prothèse non cimentée reste à apprécier. Nous retenons l'allogreffe massive comme une bonne méthode pour les cas très difficiles, la mégaprothèse devant être réservée pour les patients ayant une espérance de vie courte. Chez certains patients porteurs d'une prothèse descellée, ne pouvant du fait de leur âge et de leurs antécédents supporter une chirurgie lourde une simple ostéosynthèse fera courir moins de risque vitaux pendant et après l'intervention au prix d'une diminution nette mais acceptable de l'autonomie.

7

# *BIBLIOGRAPHIE*

- 1- ADOLPHSON P., JONSSON U., KALEN R.  
Fractures of the ipsilateral femur after total hip arthroplasty.  
Arch. Orthop. Trauma. Surg., 1987 ; 106 : 353 - 357.
  
- 2 - AGRIFOGLIO E.  
Frattura diafisaria di femore in corrispondenza dell'apice dello stelo della protesi d'anca.  
Min. ort., 1982 ; 33 : 671 - 674.
  
- 3 - ALLAN DG., LAVOIE GJ., MC DONALD S., OAKESHOTT R., GROSS A.  
Proximal femoral allografts in revision hip arthroplasty.  
J. Bone Joint Surg., 1991 ; 73 B : 235 - 240.
  
- 4 - ANDRIACCHI T.P., GALANTE J.O., BELYTSCHKO T.B.,HAMPTON S.  
A Stress Analysis of the femoral stem in total hip prostheses.  
J. Bone Joint Surg., 1976 ; 58 A : 618 - 624.
  
- 5 - BARFOD G., JENSEN J.S., HANSEN D., LARSEN E., MENCK H., OLSEN B., ROSENKLINT A.  
Hemiarthroplasty of the hip followed by ipsilateral fracture of the femoral shaft .  
Injury, 1986 ; 17(2) : 104 - 106.
  
- 6 - BARRINGTON T.W., JOHANSSON JE., MC BROOM R.  
Fractures of the femur complicating total hip replacement .  
LING RSH, ed - complications of total hip replacement, 1984 ; Edinburgh : Churchill Livingstone : 30 - 40.
  
- 7 - BERND L., BLÄSIUS K., COTTA H.  
Möglichkeiten der Therapie von Femurfrakturen bei einliegender Hüfttotalendoprothese.  
Z. Orthop., 1989 ; 127(3) : 291 - 295.
  
- 8 - BETHEA J. S., DE ANDRADE J. R., FLEMING L. L., LINDENBAUM S. D., WELCH R. B.  
Proximal femoral fracture following total hip arthroplasty.  
Clin. Orthop., 1982 ; 170 : 95 - 106.
  
- 9 - BLATTER G., FIECHTER Th., MAGERL F.  
Periprothetische Frakturen bei Hüfttotalendoprothesen.  
Orthopäde, 1989 ; 18 : 545 - 551.

10 - BORJA F. J., MNAYMNEH W.

Bone allografts in salvage of difficult hip arthroplasties.

Clin. Orthop., 1985 ; 197 : 123.

11 - BURNY F.

Perturbation de contraintes due aux implants.

Acta Orthop. Belgica, 1974 ; 40 : 613 - 623.

12 - BUXTON R. A., KINNINMONTH A. W. G., DÖHLER J. R.

Second femur fracture after hemiarthroplasty of the hip : salvage procedure by Partridge bands and long stemmed prosthesis.

Arch. Orthop. Trauma. Surg., 1986 ; 105 : 375 - 376.

13 - CHARNLEY J.

The healing of human fractures in contact with self-curing acrylic cement.

Clin. Orthop., 1966 ; 47 : 157 - 163.

14 - CHRISTENSEN CM., SEGER B.M., SCHULTZ B.A.

Management of intraoperative femur fractures associated with Revision hip arthroplasty.

Clin. Orthop., 1989 ; 248 : 177 - 180.

15 - COOKE P. H., NEWMAN J. H.

Fractures of the femur in relation to cemented hip prostheses.

J. Bone Joint Surg, 1988 ; 70. B : 386 - 389.

16 - COURPIED J. P. , WATIN-AUGOUARD L., POSTEL M.

Fractures du fémur chez les sujets porteurs de prothèses totales de hanche ou de genou.

International Orthopaedics, 1987 ; 11 : 109 - 115.

17 - COUTELLIER L., HERBERT J.J., HERBERT A., VINCENT A.

Reactions d'une corticale diaphysaire à la pose d'une prothèse scellée.

Acta Orthop. Belg., 1974 ; 40 : 648 - 664.

18 - CROWNINSHIELD R.D., PETERSEN D.R., BRAND R.A.

A measurement of proximal femur strain with total hip arthroplasty.

J. of Biomechanical engineering, 1980 ; 102 : 230 - 233.

19 - DOYLE J., PROCTOR P., BESSEL T., MOLONEY M.A.

The mechanical effects of femoral shaft perforation at total hip replacement.

Int. Orthop., 1989 ; 13 : 65 - 68.

20 - DUPARC J., VIE P., STRUBE F.

Fractures du fémur sur prothèse fémorale.

XVIème journée de Chirurgie orthopédique et traumatologique de l'hôpital Bichat. Les complications des prothèses totales de hanche.

Polycopié des compte rendus : 19 - 27.

21 - ESCHENROEDER Jr H. C., KRACKOW K. A.

Late onset femoral stress fracture associated with extruded cement following hip arthroplasty.

Clin. Orthop., 1988 ; 236 : 210 - 213.

22 - FREDIN H. O., LINDBERG H., CARLSSON A.

Femoral fracture following hip arthroplasty.

Acta Orthop. Scand, 1987 ; 58(1) : 20 - 22.

23 - FREDIN H. O.

Late fracture of the femur following perforation during hip arthroplasty

A report of 2 cases.

Acta Orthop. Scand., 1988 ; 59(3) : 331 - 332.

24 - GEISL H., WIDHOLM R.

Die Versorgung der Oberschenkelschaftbrüches bei liegender Endoprothese des Hüftgelenkes.

Unfallheilkunde, 1986 ; 182 : 253 - 256.

25 - GRAUER J.D., AMSTUTZ H.C., O'CARROL P.F., DOREY F.J.

Resection Arthroplasty of the hip.

J. Bone Joint Surg., 1989 ; 71 A : 669 - 678.

26 - GROHER W., LAMBIRIS E.

Frakturen im Bereich von Endoprothesen des Hüftgelenkes.

Z orthop., 1979 ; 117 : 473 - 474.

27 - GROSS A. E., LAVOIE M. V., MC DERMOTT P., MARKS P.

The use of allografts bone in revision of total hip arthroplasty.

Clin. Orthop., 1985 ; 197 : 115 - 122.

28 - HAHN M. , VOGEL M., ECKSTEIN F., POMPESIUS-KEMPA M., DELLING G.

Knochenstruckturveränderungen nach mehrjähriger Hüftgelenksendoprothesen Implantation. Eine quantitative Studie.

Chirurg., 1988 ; 59 : 782 - 787.

29 - HANSEN R.B.

Femoral fractures after Moore Arthroplasty.

Acta. Orthop. Scand., 1973 ; 44 : 50.

30 - GRUEN T.A., MC NEICE G.M., AMSTUTZ H.C.

"Modes of failure" of cemented stem-type Femoral component.

Clin. Orthop., 1979 ; 141 : 17 - 27.

31 - HARRINGTON I.L., TOUHTAS A.A., CAMERON H.V.

Femoral fractures in association with Moore's prosthesis.

Injury, 1978 ; 11 : 23 - 29.

32 - HARRIS W. H.

Revision surgery for failed, non septic hip arthroplasty : the femoral side.

Clin..Orthop. , 1982 ; 170 : 8 - 20.

33 - HARRIS W. H., WHITE R. E.

Resection arthroplasty for non septic failure of total hip arthroplasty.

Clin. Orthop., 1982 ; 171 : 62 - 67.

34 - HEAD W.C., BERKLACICH F. M., MALININ T. I., EMERSON R. H. Jr.

Proximal femoral allografts in revision total hip arthroplasty.

Clin. Orthop., 1987 ; 225 : 22 - 36.

35 - HORWITZ J. B., LENOBEL M. J.

Artificial hip prosthesis in acute and non union fractures of femoral neck.

Jama, 1954 ; 155.6 : 564 - 567.

36 - HUTEN D.

Utilisation des allogreffes osseuses dans les reconstructions fémorales au cours des reprises de prothèse totale de hanche.

SOFCOT Symposium Banques d'os (allogreffes)

Rev. Chir. Orthop., 1988 ; 74(2) : 122 - 124.

37 - JACOB H.A.C., HUGGLER A.H.

An investigation into biomechanical causes of prosthesis stem loosening within the proximal end of the human femur.

J. Biomechanics, 1980 ; 13 : 159 - 173.

38 - JÄGER M.

Frakturen nach und bei Hüft und Knieendoprothesen.

Z Orthop., 1979 ; 117 : 471 - 473.

39 - JAHN K., SIEGLING C. W.

Femurfrakturen bei Totalendoprothesen-plastiken.

Zbl Chirurgie, 1981 ; 106 : 463 - 468.

40 - JARDE O., OBRY C., PLAQUET J. L., VIVES P.

Fracture du fémur chez les sujets porteurs de prothèse de hanche.

A propos de 36 cas.

Acta. Orthop. Belg., 1988 ; 54.(4) : 429 - 433.

41 - JENSEN J. S., BARFOD G., HANSEN D., LARSEN E., LINDE F., MENCK H., OLSEN B.

Femoral shaft fracture after hip arthroplasty.

Acta Orthop Scand, 1988 ; 59 (1) : 9 - 13.

42- JOHANSSON J. E., MC BROOM R., BARRINGTON T. W, HUNTER G. A.

Fracture of the ipsilateral femur in patients with total hip replacement.

J.Bone Joint Surg, 1981 ; 63.A : 1435 - 1442.

43 - KATZNER M., JACQUEMAIRE B., BABIN S., SCHVINGT E.

Technique, indications et résultats de 62 résections fémorales hautes avec reconstruction par prothèse massive couplée.

Ann Chir., 1979 ; 33 (1) : 17 - 25.

- 44 - KEMPF I., JAEGER J.H., NESSIUS A., MOCHEL D., CLAVERT J.M.  
Etude comparative de l'élément fémoral de quelques arthroplasties totales de hanche.  
Acta Orthop. Belg., 1976 ; 42 suppl. 1 : 194 - 219.
- 45 - KHAN M. A. A. , O'DRISCOLL M.  
Fractures of the femur during total hip replacement and their management.  
J. Bone Joint Surg, 1977 ; 59. B : 36 - 41.
- 46 - LARSEN E., MENCK H., ROSENKLINT A.  
Fractures after hemialloplastic hip replacement.  
J. Trauma, 1987 ; 21(1) : 72 - 74.
- 47 - LEMAIRE R., COLINET J., HAUSS S., GILLET Ph.  
Techniques et résultats des reprises chirurgicales après arthroplastie totale de hanche.  
Acta Orthop. Belg., 1986 ; 52.3 : 287 - 297.
- 48 - LORD G., MAROTTE J. H., BLANCHARD J. P., GUILLAMOND J. L.,  
GOUTARD L.  
Reprise par prothèses madrépriques sans ciment des descellements d'arthroplasties totales  
cimentées.  
Rev. Chir. Orthop., 1982 ; 68 : 179 - 188.
- 49 - LOTKE P. A., WONG R. Y., ECKER M. L.  
Stress fracture as a cause of chronic pain following revision total hip arthroplasty.  
Clin. Orthop., 1986 ; 206 : 147 - 150.
- 50 - LOTY B.  
Allogreffes osseuses massives. Présentation de la série.  
SOFCOT Symposium Banques d'os (allogreffes).  
Rev. Chir. Orthop., 1988 ; 74 : 127 - 130.
- 51 - LÖWENHJELM G., HANSSON L. I., KÄRRHOLM J.  
Fracture of the lower extremity after total hip replacement.  
Arch. Orthop. Trauma. Surg., 1989 ; 108 : 141 - 143.
- 52 - MACKECHNIE JARVIS A. C.  
Fractures below a femoral prosthesis. A report on two cases treated by conservative surgery.  
Injury, 1986 ; 17(4) : 271 - 273.

53 - MAESS M., DEICKE P.

Komplikation bei Totalendoprothese der Hüfte.

Beitr. Orthop. und Trauma., 1981 ; 28.5 : 263 - 268.

54 - MAYER G., SEIDE H. W., PATZAK P.

Femurschaftfracturen beim künstlichen Hüftgelenkersatz.

Zbl Chirurgie, 1985 ; 110 : 739 - 748.

55 - MC ELFRESH E. C., COVENTRY M. B.

Femoral and Pelvic fractures after total hip arthroplasty.

J. Bone Joint Surg, 1974 ; 56. A : 483 - 492.

56 - MC GANN A. W., MANKIN H. J., HARRIS W. H.

Massive allografting for severe failed total hip replacement.

J. Bone Joint Surg., 1986 ; 68.A : 4 - 12.

57 - MERLE D'AUBIGNE R., CAUCHOIX J., RAMADIER J.V.

Evaluation chiffrée de la fonction de la hanche.

Revue d'Orthopédie, 1949 ; 35 : 542.

58 - MERLE D'AUBIGNE R., POSTEL M.

Functional results of hip arthroplasty with acrylic prosthesis.

J. Bone Joint Surg, 1954 ; 36 A : 451.

59 - MONTIJO H., EBERT F. R., LENNOX D. A.

Treatment of proximal femur fractures associated with total hip arthroplasty.

Journal of arthroplasty, 1989 ; 4 : 115 - 123.

60 - MÜLLER KH.

Frakturen des Femur bei totalendoprothesen des Hüftgelenkes - Eine Auswertung nach 1000 Kunstgelenken.

Z Orthop., 1979 ; 117 : 474 - 475.

61 - MÜLLER K. H., MÜLLER E. M.

Lokale Komplikationen nach totalen Hüftgelenkersatz.

Unfallheilkunde, 1981 ; 84 : 444 - 457.

62 - NOLAN D.R., FITZGERALD R. H., BECKENBAUGH R. D., COVENTRY M. B.  
Complications of total hip arthroplasty treated by reoperation.  
J. Bone Joint Surg, 1975 ; 57.A : 977 - 981.

63 - OAKESHOTT R. D., MORGAN D. A. F., ZUKOR D. J., RUDAN J. F., BROOKS  
P. J., GROSS A. E.  
Revision total hip arthroplasty with osseous allograft reconstruction.  
Clin. Orthop., 1987 ; 225 : 37 - 61.

64 - OH I., HARRIS W.H.  
Proximal strain distribution in the loaded Femur.  
J. Bone Joint., Surg. , 1978 ; 60 A : 75 - 85.

65 - ORENKO P., MONCEAUX M., TAYON B.  
Principes de biomécanique appliqués aux fractures.  
Encyclopédie méd. Paris. App. locomoteur, 14031 A-30 , 11, 1980.

66 - OGDEN  
Fracture beneath hip prosthesis : A special indication for Parham bands and plating.  
Orthop. Transactions, 1978 ; 2 : 70.

67 - OLERUD S., KARLSTRÖM G.  
Hip arthroplasty with an extended femoral stem for salvage procedures.  
Clin. Orthop., 1984 ; 191 : 64 - 81.

68 - OLERUD S.  
Reconstruction of a fractured femur following total hip replacement.  
J. Bone Joint Surg, 1979 ; 61.A : 937 - 938.

69 - PARTRIDGE A.J., EVANS P. E.L.  
The treatment of fractures of the shaft of the femur using nylon cerclage.  
J. Bone Joint Surg., 1982 ; 64B : 210 - 214.

70 - PARRISH TH., JONES.  
Fracture of the femur following prosthetic arthroplasty of the hip.  
J. Bone Joint Surg., 1964 ; 46 A

71 - PASSUTI N., BOURGADE M., ROGEZ J.M., BAINVEL J.M., FERRE J.C.,  
LEGOUX R., ALBUGUES F.

Visualisation des contraintes d'un fémur en appui unipodal par méthode des éléments finis  
(avec ou sans prothèse).

Rev. Chir. Orthop., 1988 ; 74 suppl 2 : 212 - 215.

72 - PELLICI P. M., INGLIS A. E., SALVATI E. A.

Perforation of the femoral shaft during total hip replacement.

J. Bone Joint Surg, 1980 ; 62A : 234 - 240.

73 - PERREN ST., GANZ R., RÜTER H.

Oberflächliche Knochenresorption und Implantate.

Medsch. Orthopäd. Technik., 1975 ; 95 : 6 -10.

74 - POITOUT

Biomécanique orthopédique.

Masson Paris 1987.

75 - POSTEL M., KERBOUL M., EVRARD J., COURPIED J.P.

Arthroplastie totale de la hanche.

1985 - Springer Verlag Berlin.

76 - POSTEL M., KERBOULL M., EVRARD J., TOMENO B., COURPIED J.P., LOTY B

Reconstructions fémorales par allogreffes massives lors des reprises de prothèse totale de  
hanche.

SOFOT réunion annuelle, Nov 90 - Communications particulières

Supplément I Rev. Chir. Orthop. 1991; 77 : 129.

77 - RABENSEIFNER K., MÖHLER

Die Femurfraktur als Komplikation bei Totalendoprothesen.

Orthop. Praxis 1981 ; 1 : 73 - 78.

78 - RADIN E.L., RUBIN C.T., THRASHER E.L., LANYON L.E., CRUGNOLA A.M.,  
SCHILLER A.S., PAUL I.L., ROSE R.M.

Changes in the bone cement interface after total hip Replacement.

J. Bone Joint Surg., 1982 ; 64 -A : 1188 - 1200.

79 - RITSCHL P., KOTZ R.

Fractures of the proximal femur in patients with total hip endoprotheses.

Arch. Orthop and Trauma. Surg, 1986 ; 104 (6) : 392 - 397.

80 - ROHLMANN A., ZILCH H., BERGMANN G., KÖLBEL R.

Material properties of femoral cancellous bone in axial loading.

Arch. Orthop. Trauma. Surg., 1980 ; 97 : 95 - 102.

81 - ROHLMANN A. MÖBNER U., BERGMANN G., HEES G., KÖLBEL R.

Die Beanspruchung des Femur nach Hüftgelenkersatz.

Z Orthop., 1983 ; 121 : 47 - 57.

82 - ROSEMEYER B., JÄGER M., WITT A. N.

Femurfrakturen bei Totalendoprothesen.

Arch. Orthop. Unfall. Chir., 1973 ; 76 : 40 - 53.

83 - RUELLE J. P.

Les réimplantations de prothèses totales de hanche apparemment non infectées.

Ann. Orthop. de l'Ouest. 1983 ; 15 : 101 - 216.

84 - SCHNEIDER R.

La biomécanique de la prothèse totale de hanche.

Acta Orthop. Belg., 1985 ; 51 : 196 - 209.

85 - SCHULITZ K. P., DUSTMANN H. O.

Komplikationen der Totalendoprothese.

Arch Orthop. Unfall Chir., 1976 ; 85 : 33 - 50.

86 - SCHVINGT E., KATZNER M.

Utilisation des mégaprothèses.

Ann. Orthop. de l'Ouest, 1983 ; 15 : 169 - 170.

87 - SCHWARZ B., HEISEL J.

Postoperative Femurfrakturen bei Totalendoprothese des Hüftgelenkes.

Unfallheilkunde, 1984 ; 87 : 102 - 109.

88 - SCOTT R. D., TURNER R. H.

Avoiding complications with long stem total hip replacement arthroplasty.

J. Bone Joint Surg., 1975 ; 57.(A) : 722.

89 - SCOTT R. D., TURNER R. H., LEITZES S. M., AUFRANC O. E.  
Femoral fractures in conjunction with total hip replacement.  
J. Bone Joint Surg, 1975 ; 57.A : 494 - 501.

90 - SCOTT R.D., SCHILZ J.P.  
in Revision total hip arthroplasty.  
TURNER RH, SCHELLER AD, ed., 1982 ; Grune 8 Stratton - New York, p.127 - 145.

91 - SEDEL L.  
Propriétés mécaniques de l'os.  
Rev. chir. orthop., 1974 ; 60 : 643 - 656.

92 - SEGGL W., RESCHAUER R., SCHWARZ N.  
Oberschenkelshaftbruch nach endoprothetisch versorgtem Hüftgelenk.  
Unfallheilkunde, 1986 ; 182 : 257 - 260.

93 - SIM F.H., CHAO E.Y.  
Biomechanical evaluation of proximal femur and custom hip joint replacement following segmental resection of bone tumors.  
Proceedings of the Orthopaedic Research Society.  
J. Bone Joint Surg, 1975 ; 57. A : 565.

94 - SIM Fh., CHAO E.Y.S.  
Hip salvage by proximal femoral replacement.  
J. Bone Joint Surg, 1981 ; 63.A : 1228 - 1239.

95 - SPRINGER H.H., JÄGER M.  
Femurfrakturen nach Hüft und Kniegelenksprothesen beim alten Menschen Ursachen und Therapiemöglichkeiten.  
Orthop. Praxis, 1981 ; 5 : 366 - 367.

96 - STÖHR C.  
Seltene Indikationen, Frakturen bei Endoprothesen, Komplikationen.  
Problemfälle der Hüftendoprothetik.  
Akt Traumotol, 1983 ; 13 : 42 - 45.

- 97 - TALAB Y. A., STATES J. D., MC COLLISTER EVARTS C.  
Femoral shaft perforation. A complication of total hip reconstruction.  
Clin. Orthop., 1979 ; 141 : 158 - 165.
- 98 - TAYON B., ORENGO P., ZAHLAOUI J.  
Généralités sur les fractures de l'adulte : consolidation osseuse.  
Encyclop. Med. chir., Paris. Appareil locomoteur, 14031 A - 20, 11 - 1980.
- 99 - TONI A., GIUNTI A., GRACI A., VICENZI G., MONTAGNANI A., VALALA E.,  
BALDINI N.  
Fratture post-operatorie del femore prossimale con protesi d'anca.  
Chir. Organi Mov., 1985 ; 70(1) : 53 - 65.
- 100 - VAN ELEGEM P., BLAIMONT P.  
Les fractures fémorales et cotyloïdiennes sur prothèses de la hanche.  
Acta. Orthop. Belg., 1979 ; 45(3) : 299 - 309.
- 101 - VICHARD Ph., ZEIL A., BALMAT P.  
Problèmes posés par les fractures du fémur porteur d'une prothèse de hanche.  
Lyon Chir., 1988 ; 84(3) : 225 - 229.
- 102 - VICENZI G., MORONI A., PONZIANI L.  
Un insolito caso di frattura del femore prossimale in paziente portatrice di protesi d'anca.  
Chir. Organi Mov., 1988 ; 73 : 161 - 163.
- 103 - VIVES P.  
Descellement aseptique de prothèses totales de hanche repris par prothèse cimentée.  
SOFCOT Symposium, nov. 1988.  
Rev. Chir. Orthop., 1989 ; suppl. n°1 ; 75 : 23 - 60.
- 104 - WANG G. J., MILLER T. O., STAMP W. G.  
Femoral fracture following hip arthroplasty  
J. Bone Joint Surg, 1985 ; 67.A : 956 - 958.
- 105 - WHITTAKER R. P., SOTOS L.N., RALSTON E. L.  
Fractures of the femur about femoral endoprotheses.  
J. of Trauma; 1974 ; 14.8 : 675 - 694.

106 - WILLERT H.G., LUDWIG J., SEMLITSCH M.  
Reaction of bone to methacrylate after hip arthroplasty.  
J. Bone Joint Surg., 1974 ; 56 A : 1368 - 1382.

107 - WROBLESKI  
in Revision Surgery in Total hip arthroplasty.  
1990 - Springer Verlag New York.

108 - YABLON I. G.  
The effect of Methylmethacrylate on fracture healing.  
Clin. Orthop., 1976 ; 114 : 358 - 363.

109 - ZENNI E. J. Jr, POMEROY D. L., CAUDLE R. J.  
Ogden Plate and other fixations for fractures complicating femoral endoprotheses.  
Clin. Orthop., 1988 ; 231 : 83 - 90.

110 - ZILKENS K., FORST R., NEY R.  
Femurschaftfrakturen bei ipsilateralen Hüfttotalendoprothesen .  
Osteosynthese mit oder ohne Austauschoperation ?  
Unfallchirurg. 1988 ; 91 : 351 - 357.

## TABLE DES MATIERES

<b>INTRODUCTION</b>	<b>p.6</b>
A - HISTORIQUE	p.8
B - INCIDENCE - FREQUENCE	p.8
C - OBJET DE L'ETUDE	p.9
<b>ASPECTS BIOMECANIQUES</b>	<b>p.11</b>
<b>A - BIOMECANIQUE DU FEMUR NORMAL</b>	<b>p.12</b>
<b>1 - Rappel de biomécanique tissulaire</b>	<b>p.14</b>
1.1 - Os cortical diaphysaire	p.14
1.2 - Os spongieux épiphysaire	p.14
1.3 - Notion de remodelage osseux	p.14
<b>2 - Comportement biomécanique du fémur</b>	<b>p.16</b>
2.1 - Déformation du fémur	p.16
2.2 - Notion d'adaptation aux contraintes	p.18
2.3 - Etude des contraintes exercées sur le fémur	p.19
2.3.a - Rappel des méthodes	p.19
a - a - Photoélasticité	p.19
a - b - Jauges d'extensométrie électrique	p.19
a - g - Modélisation mathématique	p.21
2.3.b - Résultats	p.21
2.3.c - Conséquence morphologique	p.24
2.3.d - Résistance du fémur aux contraintes	p.24
<b>B - BIOMECANIQUE DU FEMUR PROTHESE</b>	<b>p.26</b>
<b>1 - Description simplifiée de l'ensemble os-implant</b>	<b>p.29</b>
<b>2 - Transfert de charge entre implant et os</b>	<b>p.30</b>
2.1 - Nouvelle distribution des contraintes	p.32
2.1.a - Région intertrochanterienne-calcar	p.32
2.1.b - Partie moyenne de la prothèse	p.32
2.1.c - Extrémité du pivot	p.34
2.1.d - A distance du pivot	p.34
2.1.e - Conclusion	p.34

2.2 - Jonction os - ciment - prothèse	p.34
2.3 - Paramètres influençant la distribution des contraintes	p.35
2.3.a - Indépendants du patient	p.35
2.3.b - Dépendants du patient	p.35
b1 - Poids du corps	
b2 - Qualité de l'os environnant	
<b>3 - Biologie de la jonction os - ciment</b>	<b>p.36</b>
3.1 - Réaction normale de l'os au ciment	p.36
3.2 - Réaction corticale aux contraintes	p.36
<b>4 - Conclusion</b>	<b>p.37</b>

### **C - MECANISMES DE LA FRACTURE DU FEMUR PROTHESE**

<b>1 - Descellement</b>	<b>p.38</b>
<b>2 - Fragilisation du support osseux</b>	<b>p.39</b>
<b>3 - Malrépartition des contraintes</b>	<b>p.40</b>
<b>4 - Traumatisme violent</b>	<b>p.40</b>

### **D - PROBLEMES MECANIQUES POSES PAR LES FRACTURES DU FEMUR PROTHESE**

<b>1 - En cas de descellement</b>	<b>p.41</b>
1.1-Fracture dont le point de départ est une zone fragilisée	p.41
1.1.a - Stabilisation de la fracture	p.41
1.1.b- Suppression de la zone fragile	p.43
1.2 - Fracture de fatigue survenant sur une zone de discontinuité élastique brutale	p.43
<b>2 - En présence d'un descellement</b>	<b>p.43</b>
2.1 - Support osseux correct	p.45
2.2 - Dégradation du support osseux	p.45
<b>3 - Conclusion</b>	<b>p.50</b>

---

## **PRESENTATION DE LA SERIE**

**p.51**

<b>A - <u>PRESENTATION GLOBALE</u></b>	<b>p.54</b>
1 - Nombre de patients	p.54
2 - Répartition des sexes	p.54
3 - Age au moment de la fracture	p.54
4 - Type de prothèse en place	p.55

5 - Indication de l'arthroplastie initiale	p.56
6 - Nombre d'interventions ayant précédé la fracture	p.56
7 - Circonstances de survenue	p.58
8 - Facteurs prédisposants non spécifiques	p.58
9 - Délai de survenue	p.59
10 - Type de fracture	p.60
<b>B - <u>MATERIEL ET METHODE</u></b>	p.64
1 - Matériel	p.64
2 - Méthodes d'étude	p.64
2.1 - Appréciation fonctionnelle avant la fracture	p.65
a - Paramètres utilisés	p.65
b - Autres critères	p.68
c - Biais d'interprétation	p.68
2.2 - Etude radiographique	p.68
2.3 - Etude du mécanisme de la fracture	p.69
2.4 - Appréciation du résultat du traitement	p.69
<b>C - <u>MECANISMES DE LA FRACTURE</u></b>	p.70
1 - Descellement	p.70
2 - Fragilisation osseuse	p.71
3 - Traumatisme majeur	p.74
4 - Mauvaise répartition des contraintes	p.75
<b>D - <u>CHOIX ET CONDUITE DU TRAITEMENT</u></b>	p.76
<b>RESULTATS</b>	<b>p.78</b>
<b>A - <u>COMPLICATIONS</u></b>	p.81
<b>B - <u>RESULTATS GLOBAUX</u></b>	p.82
1 - Résultat fonctionnel	p.82
a - Cotation clinique et fonctionnelle	p.82
b - Résultat	p.83
b)1 - Douleur	p.83
b)2 - Mobilité	p.84
b)3 - Marche	p.84

b)4 - Résultats tous paramètres confondus	p.85
- b)4.1 - Comparaison de la cotation fonctionnelle globale avant fracture et après traitement	p.85
- Critère	
- Résultat	
- b)4.2 - Evolution fonctionnelle cas par cas	p.86
c - Biais d'interprétation	p.87
2 - Résultat anatomique	p.87
a - Cotation	p.87
b - Délai de consolidation	p.88
c - Résultats	p.88
3 - Confrontation anatomoclinique	p.89
4 - Devenir global des patients	p.89
a - Gravité	p.89
a)1 - Les cas compliqués	p.89
a)2 - Les cas survenus sur terrain particulier	p.90
b - Notion d'échec relatif	p.91
<b>C - <u>RESULTATS ANALYTIQUES</u></b>	p.92
1 - Résultats en fonction des mécanismes de la fracture	p.92
a - Résultat fonctionnel	p.92
b - Résultat anatomique	p.93
2 - Résultat selon la greffe osseuse	p.94
3 - Résultats en fonction du type de fracture et du traitement	p.95
4 - Influence du type de traitement sur la qualité du scellement	p.97
5 - Influence de l'âge	p.97
<b>D - <u>CONCLUSION</u></b>	p.98
<b>DISCUSSION</b>	<b>p.100</b>
<hr/>	
<b>A - COMPARAISON AUX AUTRES SERIES</b>	p.102
<b>B-LES DIFFERENTS PROCEDES THERAPEUTIQUES</b>	p.102
1 - Traitement orthopédique	p.102
2 - Traitement chirurgical	p.103
2.1 - En l'absence de descellement	p.104

2 - Traitement chirurgical	p.103
2.1 - En l'absence de descellement	p.104
2.1.1- Stratégie thérapeutique	p.104
2.1.2 - Aspects techniques	p.106
2.2 - En cas de descellement	p.107
2.2.1- Stratégie thérapeutique	p.107
2.2.2 - Aspects techniques	p.109
- Reconstruction par greffe de banque	p.109
- Reconstruction fémorale en 1 ou 2 temps	p.109
2.3 - Cas particuliers	p.110
2.4 - Indications difficiles	p.111

---

<b>CONCLUSION</b>	<b>p.113</b>
-------------------	--------------

---

<b>BIBLIOGRAPHIE</b>	<b>p.117</b>
----------------------	--------------

---

<b>TABLE DES MATIERES</b>	<b>p.131</b>
---------------------------	--------------

---

## TABLE DES FIGURES

Figure n° 1	Courbe contrainte-déformation	p.15
Figure n° 2	Types de contrainte	p.17
Figure n°3	Distribution des contraintes du fémur normal	p.20
Figure n°4	Variation angulaire de l'axe neutre	p.22
Figure n°5	Distribution des contraintes du fémur normal	p.23
Figure n°6	Résistance de l'os à la traction et à la compression selon la direction de la contrainte	p.25
Figure n°7	Rôle du tenseur du fascia lata	p.27
Figure n°8	Ensemble implant-fémur	p.28
Figure n°9	Distribution des forces s'exerçant sur le pivot fémoral	p.31
Figure n°10	Comparaison des contraintes fémur normal- fémur prothésé	p.33
Figure n°11	Les différentes possibilités de greffes	p.44
Figure n°12	Méthodes de reconstruction fémorales par	p.47
12 bis-12 ter	allogreffes	48-49
Figure n°13	Types de fracture	p.62

## SERMENT D'HIPPOCRATE

*En présence des maîtres de cette école, de mes condisciples, je promets et je jure d'être fidèle aux lois de l'honneur et de la probité dans l'exercice de la médecine.*

*Je donnerai mes soins à l'indigent et n'exigerai jamais un salaire au-dessus de mon travail.*

*Admis à l'intérieur des maisons, mes yeux ne verront pas ce qui s'y passe ; ma langue taira les secrets qui me seront confiés, et mon état ne servira pas à corrompre les mœurs ni à favoriser les crimes.*

*Reconnaissant envers mes maîtres, je tiendrai leurs enfants et ceux de mes confrères pour des frères et s'ils devaient entreprendre la Médecine ou recourir à mes soins, je les instruirai et les soignerai sans salaire ni engagement.*

*Si je remplis ce serment sans l'enfeindre, qu'il me soit donné à jamais de jouir heureusement de la vie et de ma profession, honoré à jamais parmi les hommes. Si je le viole, et que je me parjure, puissè-je avoir un sort contraire.*

BON A IMPRIMER N° 59

LE PRÉSIDENT DE LA THÈSE

Vu, le Doyen de la Faculté

VU et PERMIS D'IMPRIMER

LE PRÉSIDENT DE L'UNIVERSITÉ

## MOTS CLES

Fémur - prothèse fémorale cimentée

fracture postopératoire - arthroplastie de reprise

ostéosynthèse - reconstruction fémorale

## RÉSUMÉ

Trente cas de fracture postopératoire du fémur porteur d'une prothèse cimentée sont étudiés. Les fractures surviennent selon quatre mécanismes principaux : descellement ; fragilisation osseuse ; malrépartition des contraintes et traumatisme violent.

L'objectif du traitement de ces fractures, classées en quatre types anatomiques, est l'obtention d'un bon scellement de la prothèse dans un support osseux de bonne qualité, ainsi que la neutralisation des contraintes nocives par le comblement des zones fragiles et la suppression des zones de discontinuité élastique brutale.

Cet objectif est atteint différemment selon qu'il existe ou non un descellement associé. En cas de descellement, le rescellement d'une prothèse s'impose en règle. Dans les autres cas, l'ostéosynthèse par plaque associée à un comblement par greffe osseuse des zones fragiles, permet l'obtention de bons résultats. Le pronostic fonctionnel est lié à la fréquente détérioration du support osseux, nécessitant parfois l'utilisation des techniques modernes de reconstruction fémorale massive. Le pronostic vital parfois sévère justifie le respect des règles de prévention de ces fractures au cours de l'implantation primitive des prothèses ou au cours des arthroplasties de reprise.