

UNIVERSITE MOHAMMED V - RABAT
FACULTE DE MEDECINE ET DE PHARMACIE - RABAT-

ANNEE: 2015

THESE N°: 246

DESCELLEMENT ASEPTIQUE
DE LA PROTHESE TOTALE DE LA HANCHE

THÈSE

Présentée et soutenue publiquement le :

PAR

Mr. Ayoub MJIDILA
Né le 31 Juillet 1988 à Kénitra

Pour l'Obtention du Doctorat en Médecine

MOTS CLES : Descellement – Prothèse totale – Hanche – Aseptique.

JURY

Mr. A. EL BARDOUNI Professeur de Traumatologie Orthopédie	PRESIDENT
Mr. M. MAHFOUD Professeur de Traumatologie Orthopédie	RAPPORTEUR
Mr. M. OUADGHIRI Professeur de Traumatologie Orthopédie	} JUGES
Mr. F. ZOUAIDIA Professeur d'Anatomie Pathologie	

بِسْمِ اللَّهِ الرَّحْمَنِ الرَّحِيمِ

سبحانك لا علم لنا إلا ما علمتنا
إننا أنت العليم الحكيم

سورة البقرة: الآية: 31

صَدَقَ اللَّهُ الْعَظِيمَ



UNIVERSITE MOHAMMED V DE RABAT

FACULTE DE MEDECINE ET DE PHARMACIE - RABAT

DOYENS HONORAIRES :

1962 – 1969	: Professeur Abdelmalek FARAJ
1969 – 1974	: Professeur Abdellatif BERBICH
1974 – 1981	: Professeur Bachir LAZRAK
1981 – 1989	: Professeur Taieb CHKILI
1989 – 1997	: Professeur Mohamed Tahar ALAOUI
1997 – 2003	: Professeur Abdelmajid BELMAHI
2003 – 2013	: Professeur Najia HAJJAJ - HASSOUNI

ADMINISTRATION :

<i>Doyen</i>	: Professeur Mohamed ADNAOUI
<i>Vice Doyen chargé des Affaires Académiques et estudiantines</i>	Professeur Mohammed AHALLAT
<i>Vice Doyen chargé de la Recherche et de la Coopération</i>	Professeur Taoufiq DAKKA
<i>Vice Doyen chargé des Affaires Spécifiques à la Pharmacie</i>	Professeur Jamal TAOUFIK
<i>Secrétaire Général</i>	: Mr. El Hassane AHALLAT

1- ENSEIGNANTS-CHERCHEURS MEDECINS ET PHARMACIENS

PROFESSEURS :

Mai et Octobre 1981

Pr. MAAZOUZI Ahmed Wajih	Chirurgie Cardio-Vasculaire
Pr. TAOBANE Hamid*	Chirurgie Thoracique

Mai et Novembre 1982

Pr. BENOSMAN Abdellatif	Chirurgie Thoracique
-------------------------	----------------------

Novembre 1983

Pr. HAJJAJ Najia ép. HASSOUNI	Rhumatologie
-------------------------------	--------------

Décembre 1984

Pr. MAAOUNI Abdelaziz	Médecine Interne – <i>Clinique Royale</i>
Pr. MAAZOUZI Ahmed Wajdi	Anesthésie -Réanimation
Pr. SETTAF Abdellatif	pathologie Chirurgicale

Novembre et Décembre 1985

Pr. BENJELLOUN Halima	Cardiologie
Pr. BENSALID Younes	Pathologie Chirurgicale
Pr. EL ALAOUI Faris Moulay El Mostafa	Neurologie

Janvier, Février et Décembre 1987

Pr. AJANA Ali
Pr. CHAHED OUAZZANI Houria
Pr. EL YAACOUBI Moradh
Pr. ESSAID EL FEYDI Abdellah
Pr. LACHKAR Hassan
Pr. YAHYAOUI Mohamed

Décembre 1988

Pr. BENHAMAMOUCHE Mohamed Najib
Pr. DAFIRI Rachida
Pr. HERMAS Mohamed

Décembre 1989

Pr. ADNAOUI Mohamed
Pr. BOUKILI MAKHOUKHI Abdelali*
Pr. CHAD Bouziane
Pr. OUAZZANI Taïbi Mohamed Réda

Janvier et Novembre 1990

Pr. CHKOFF Rachid
Pr. HACHIM Mohammed*
Pr. KHARBACH Aïcha
Pr. MANSOURI Fatima
Pr. TAZI Saoud Anas

Février Avril Juillet et Décembre 1991

Pr. AL HAMANY Zaïtounia
Pr. AZZOUZI Abderrahim
Pr. BAYAHIA Rabéa
Pr. BELKOUCHI Abdelkader
Pr. BENCHEKROUN Belabbes Abdellatif
Pr. BENSOU DA Yahia
Pr. BERRAHO Amina
Pr. BEZZAD Rachid
Pr. CHABRAOUI Layachi
Pr. CHERRAH Yahia
Pr. CHOKAIRI Omar
Pr. KHATTAB Mohamed
Pr. SOULAYMANI Rachida
Pr. TAOUFIK Jamal

Décembre 1992

Pr. AHALLAT Mohamed
Pr. BENSOU DA Adil
Pr. BOUJIDA Mohamed Najib
Pr. CHAHED OUAZZANI Laaziza
Pr. CHRAIBI Chafiq
Pr. DAOUDI Rajae
Pr. DEHAYNI Mohamed*
Pr. EL OUAHABI Abdessamad

Radiologie
Gastro-Entérologie
Traumatologie Orthopédie
Gastro-Entérologie
Médecine Interne
Neurologie

Chirurgie Pédiatrique
Radiologie
Traumatologie Orthopédie

Médecine Interne – **Doyen de la FMPR**
Cardiologie
Pathologie Chirurgicale
Neurologie

Pathologie Chirurgicale
Médecine-Interne
Gynécologie -Obstétrique
Anatomie-Pathologique
Anesthésie Réanimation

Anatomie-Pathologique
Anesthésie Réanimation – **Doyen de la FMPO**
Néphrologie
Chirurgie Générale
Chirurgie Générale
Pharmacie galénique
Ophtalmologie
Gynécologie Obstétrique
Biochimie et Chimie
Pharmacologie
Histologie Embryologie
Pédiatrie
Pharmacologie – **Dir. du Centre National PV**
Chimie thérapeutique

Chirurgie Générale
Anesthésie Réanimation
Radiologie
Gastro-Entérologie
Gynécologie Obstétrique
Ophtalmologie
Gynécologie Obstétrique
Neurochirurgie

Pr. FELLAT Rokaya
Pr. GHAFIR Driss*
Pr. JIDDANE Mohamed
Pr. TAGHY Ahmed
Pr. ZOUHDI Mimoun

Mars 1994

Pr. BENJAAFAR Nouredine
Pr. BEN RAIS Nozha
Pr. CAOUI Malika
Pr. CHRAIBI Abdelmjid
Pr. EL AMRANI Sabah
Pr. EL AOUAD Rajae
Pr. EL BARDOUNI Ahmed
Pr. EL HASSANI My Rachid
Pr. ERROUGANI Abdelkader
Pr. ESSAKALI Malika
Pr. ETTAYEBI Fouad
Pr. HADRI Larbi*
Pr. HASSAM Badredine
Pr. IFRINE Lahssan
Pr. JELTHI Ahmed
Pr. MAHFOUD Mustapha
Pr. MOUDENE Ahmed*
Pr. RHRAB Brahim
Pr. SENOUCI Karima

Mars 1994

Pr. ABBAR Mohamed*
Pr. ABDELHAK M'barek
Pr. BELAIDI Halima
Pr. BRAHMI Rida Slimane
Pr. BENTAHILA Abdelali
Pr. BENYAHIA Mohammed Ali
Pr. BERRADA Mohamed Saleh
Pr. CHAMI Ilham
Pr. CHERKAOUI Lalla Ouafae
Pr. EL ABBADI Najia
Pr. HANINE Ahmed*
Pr. JALIL Abdelouahed
Pr. LAKHDAR Amina
Pr. MOUANE Nezha

Mars 1995

Pr. ABOUQUAL Redouane
Pr. AMRAOUI Mohamed
Pr. BAIDADA Abdelaziz
Pr. BARGACH Samir
Pr. CHAARI Jilali*
Pr. DIMOU M'barek*

Cardiologie
Médecine Interne
Anatomie
Chirurgie Générale
Microbiologie

Radiothérapie
Biophysique
Biophysique
Endocrinologie et Maladies Métaboliques
Gynécologie Obstétrique
Immunologie
Traumato-Orthopédie
Radiologie
Chirurgie Générale- **Directeur CHIS**
Immunologie
Chirurgie Pédiatrique
Médecine Interne
Dermatologie
Chirurgie Générale
Anatomie Pathologique
Traumatologie – Orthopédie
Traumatologie- Orthopédie **Inspecteur du SS**
Gynécologie –Obstétrique
Dermatologie

Urologie
Chirurgie – Pédiatrique
Neurologie
Gynécologie Obstétrique
Pédiatrie
Gynécologie – Obstétrique
Traumatologie – Orthopédie
Radiologie
Ophtalmologie
Neurochirurgie
Radiologie
Chirurgie Générale
Gynécologie Obstétrique
Pédiatrie

Réanimation Médicale
Chirurgie Générale
Gynécologie Obstétrique
Gynécologie Obstétrique
Médecine Interne
Anesthésie Réanimation – **Dir. HMIM**

Pr. DRISSI KAMILI Med Nordine*
Pr. EL MESNAOUI Abbas
Pr. ESSAKALI HOUSSYNI Leila
Pr. HDA Abdelhamid*
Pr. IBEN ATTYA ANDALOSSI Ahmed
Pr. OUAZZANI CHAHDI Bahia
Pr. SEFIANI Abdelaziz
Pr. ZEGGWAGH Amine Ali

Décembre 1996

Pr. AMIL Touriya*
Pr. BELKACEM Rachid
Pr. BOULANOUAR Abdelkrim
Pr. EL ALAMI EL FARICHA EL Hassan
Pr. GAOUZI Ahmed
Pr. MAHFOUDI M'barek*
Pr. MOHAMMADI Mohamed
Pr. OUADGHIRI Mohamed
Pr. OUZEDDOUN Naima
Pr. ZBIR EL Mehdi*

Novembre 1997

Pr. ALAMI Mohamed Hassan
Pr. BEN SLIMANE Lounis
Pr. BIROUK Nazha
Pr. CHAOUIR Souad*
Pr. ERREIMI Naima
Pr. FELLAT Nadia
Pr. HAIMEUR Charki*
Pr. KADDOURI Nouredine
Pr. KOUTANI Abdellatif
Pr. LAHLOU Mohamed Khalid
Pr. MAHRAOUI CHAFIQ
Pr. OUAHABI Hamid*
Pr. TAOUFIQ Jallal
Pr. YOUSFI MALKI Mounia

Novembre 1998

Pr. AFIFI RAJAA
Pr. BENOMAR ALI
Pr. BOUGTAB Abdesslam
Pr. ER RIHANI Hassan
Pr. EZZAITOUNI Fatima
Pr. LAZRAK Khalid *
Pr. BENKIRANE Majid*
Pr. KHATOURI ALI*
Pr. LABRAIMI Ahmed*

Anesthésie Réanimation
Chirurgie Générale
Oto-Rhino-Laryngologie
Cardiologie - **Directeur ERSM**
Urologie
Ophtalmologie
Génétique
Réanimation Médicale

Radiologie
Chirurgie Pédiatrie
Ophtalmologie
Chirurgie Générale
Pédiatrie
Radiologie
Médecine Interne
Traumatologie-Orthopédie
Néphrologie
Cardiologie

Gynécologie-Obstétrique
Urologie
Neurologie
Radiologie
Pédiatrie
Cardiologie
Anesthésie Réanimation
Chirurgie Pédiatrique
Urologie
Chirurgie Générale
Pédiatrie
Neurologie
Psychiatrie
Gynécologie Obstétrique

Gastro-Entérologie
Neurologie – **Doyen Abulcassis**
Chirurgie Générale
Oncologie Médicale
Néphrologie
Traumatologie Orthopédie
Hématologie
Cardiologie
Anatomie Pathologique

Janvier 2000

Pr. ABID Ahmed*
Pr. AIT OUMAR Hassan
Pr. BENJELLOUN Dakhama Badr.Sououd
Pr. BOURKADI Jamal-Eddine
Pr. CHARIF CHEFCHAOUNI Al Montacer
Pr. ECHARRAB El Mahjoub
Pr. EL FTOUH Mustapha
Pr. EL MOSTARCHID Brahim*
Pr. ISMAILI Hassane*
Pr. MAHMOUDI Abdelkrim*
Pr. TACHINANTE Rajae
Pr. TAZI MEZALEK Zoubida

Pneumophtisiologie
Pédiatrie
Pédiatrie
Pneumo-phtisiologie
Chirurgie Générale
Chirurgie Générale
Pneumo-phtisiologie
Neurochirurgie
Traumatologie Orthopédie
Anesthésie-Réanimation
Anesthésie-Réanimation
Médecine Interne

Novembre 2000

Pr. AIDI Saadia
Pr. AIT OURHROUI Mohamed
Pr. AJANA Fatima Zohra
Pr. BENAMR Said
Pr. CHERTI Mohammed
Pr. ECH-CHERIF EL KETTANI Selma
Pr. EL HASSANI Amine
Pr. EL KHADER Khalid
Pr. EL MAGHRAOUI Abdellah*
Pr. GHARBI Mohamed El Hassan
Pr. HSSAIDA Rachid*
Pr. LAHLOU Abdou
Pr. MAFTAH Mohamed*
Pr. MAHASSINI Najat
Pr. MDAGHRI ALAOUI Asmae
Pr. NASSIH Mohamed*
Pr. ROUIMI Abdelhadi*

Neurologie
Dermatologie
Gastro-Entérologie
Chirurgie Générale
Cardiologie
Anesthésie-Réanimation
Pédiatrie
Urologie
Rhumatologie
Endocrinologie et Maladies Métaboliques
Anesthésie-Réanimation
Traumatologie Orthopédie
Neurochirurgie
Anatomie Pathologique
Pédiatrie
Stomatologie Et Chirurgie Maxillo-Faciale
Neurologie

Décembre 2000

Pr. ZOHAIR ABDELAH*

ORL

Décembre 2001

Pr. ABABOU Adil
Pr. BALKHI Hicham*
Pr. BENABDELJLIL Maria
Pr. BENAMAR Loubna
Pr. BENAMOR Jouda
Pr. BENELBARHDADI Imane
Pr. BENNANI Rajae
Pr. BENOUACHANE Thami
Pr. BEZZA Ahmed*
Pr. BOUCHIKHI IDRISSE Med Larbi
Pr. BOUMDIN El Hassane*
Pr. CHAT Latifa
Pr. DAALI Mustapha*
Pr. DRISSI Sidi Mourad*

Anesthésie-Réanimation
Anesthésie-Réanimation
Neurologie
Néphrologie
Pneumo-phtisiologie
Gastro-Entérologie
Cardiologie
Pédiatrie
Rhumatologie
Anatomie
Radiologie
Radiologie
Chirurgie Générale
Radiologie

Pr. EL HIJRI Ahmed
Pr. EL MAAQILI Moulay Rachid
Pr. EL MADHI Tarik
Pr. EL OUNANI Mohamed
Pr. ETTAIR Said
Pr. GAZZAZ Miloudi*
Pr. HRORA Abdelmalek
Pr. KABBAJ Saad
Pr. KABIRI EL Hassane*
Pr. LAMRANI Moulay Omar
Pr. LEKEHAL Brahim
Pr. MAHASSIN Fattouma*
Pr. MEDARHRI Jalil
Pr. MIKDAME Mohammed*
Pr. MOHSINE Raouf
Pr. NOUINI Yassine
Pr. SABBAH Farid
Pr. SEFIANI Yasser
Pr. TAOUFIQ BENCHEKROUN Soumia

Décembre 2002

Pr. AL BOUZIDI Abderrahmane*
Pr. AMEUR Ahmed *
Pr. AMRI Rachida
Pr. AOURARH Aziz*
Pr. BAMOU Youssef *
Pr. BELMEJDOUB Ghizlene*
Pr. BENZEKRI Laila
Pr. BENZZOUBEIR Nadia
Pr. BERNOUSSI Zakiya
Pr. BICHA Mohamed Zakariya*
Pr. CHOHO Abdelkrim *
Pr. CHKIRATE Bouchra
Pr. EL ALAMI EL FELLOUS Sidi Zouhair
Pr. EL HAOURI Mohamed *
Pr. EL MANSARI Omar*
Pr. FILALI ADIB Abdelhai
Pr. HAJJI Zakia
Pr. IKEN Ali
Pr. JAAFAR Abdeloihab*
Pr. KRIOUILE Yamina
Pr. LAGHMARI Mina
Pr. MABROUK Hfid*
Pr. MOUSSAOUI RAHALI Driss*
Pr. MOUSTAGHFIR Abdelhamid*
Pr. NAITLHO Abdelhamid*
Pr. OUJILAL Abdelilah
Pr. RACHID Khalid *

Anesthésie-Réanimation
Neuro-Chirurgie
Chirurgie-Pédiatrique
Chirurgie Générale
Pédiatrie
Neuro-Chirurgie
Chirurgie Générale
Anesthésie-Réanimation
Chirurgie Thoracique
Traumatologie Orthopédie
Chirurgie Vasculaire Périphérique
Médecine Interne
Chirurgie Générale
Hématologie Clinique
Chirurgie Générale
Urologie
Chirurgie Générale
Chirurgie Vasculaire Périphérique
Pédiatrie

Anatomie Pathologique
Urologie
Cardiologie
Gastro-Entérologie
Biochimie-Chimie
Endocrinologie et Maladies Métaboliques
Dermatologie
Gastro-Entérologie
Anatomie Pathologique
Psychiatrie
Chirurgie Générale
Pédiatrie
Chirurgie Pédiatrique
Dermatologie
Chirurgie Générale
Gynécologie Obstétrique
Ophtalmologie
Urologie
Traumatologie Orthopédie
Pédiatrie
Ophtalmologie
Traumatologie Orthopédie
Gynécologie Obstétrique
Cardiologie
Médecine Interne
Oto-Rhino-Laryngologie
Traumatologie Orthopédie

Pr. RAISS Mohamed
Pr. RGUIBI IDRISSE Sidi Mustapha*
Pr. RHOU Hakima
Pr. SIAH Samir *
Pr. THIMOU Amal
Pr. ZENTAR Aziz*

Chirurgie Générale
Pneumophtisiologie
Néphrologie
Anesthésie Réanimation
Pédiatrie
Chirurgie Générale

Janvier 2004

Pr. ABDELLAH El Hassan
Pr. AMRANI Mariam
Pr. BENBOUZID Mohammed Anas
Pr. BOUGHALEM Mohamed*
Pr. BOULAADAS Malik
Pr. BOURAZZA Ahmed*
Pr. CHAGAR Belkacem*
Pr. CHERRADI Nadia
Pr. EL FENNI Jamal*
Pr. EL HANCHI ZAKI
Pr. EL KHORASSANI Mohamed
Pr. EL YOUNASSI Badreddine*
Pr. HACHI Hafid
Pr. JABOUIRIK Fatima
Pr. KHABOUZE Samira
Pr. KHARMAZ Mohamed
Pr. LEZREK Mohammed*
Pr. MOUGHIL Said
Pr. OUBAAZ Abdelbarre*
Pr. TARIB Abdelilah*
Pr. TIJAMI Fouad
Pr. ZARZUR Jamila

Ophtalmologie
Anatomie Pathologique
Gastro-Entérologie
Anesthésie Réanimation
Stomatologie et Chirurgie Maxillo-faciale
Neurologie
Traumatologie Orthopédie
Anatomie Pathologique
Radiologie
Gynécologie Obstétrique
Pédiatrie
Cardiologie
Chirurgie Générale
Pédiatrie
Gynécologie Obstétrique
Traumatologie Orthopédie
Urologie
Chirurgie Cardio-Vasculaire
Ophtalmologie
Pharmacie Clinique
Chirurgie Générale
Cardiologie

Janvier 2005

Pr. ABBASSI Abdellah
Pr. AL KANDRY Sif Eddine*
Pr. ALAOUI Ahmed Essaid
Pr. ALLALI Fadoua
Pr. AMAZOUZI Abdellah
Pr. AZIZ Nouredine*
Pr. BAHIRI Rachid
Pr. BARKAT Amina
Pr. BENHALIMA Hanane
Pr. BENYASS Aatif
Pr. BERNOUSSI Abdelghani
Pr. CHARIF CHEFCHAOUNI Mohamed
Pr. DOUDOUH Abderrahim*
Pr. EL HAMZAOUI Sakina*
Pr. HAJJI Leila
Pr. HESSISSEN Leila
Pr. JIDAL Mohamed*

Chirurgie Réparatrice et Plastique
Chirurgie Générale
Microbiologie
Rhumatologie
Ophtalmologie
Radiologie
Rhumatologie
Pédiatrie
Stomatologie et Chirurgie Maxillo Faciale
Cardiologie
Ophtalmologie
Ophtalmologie
Biophysique
Microbiologie
Cardiologie
Pédiatrie
Radiologie

(mise en disponibilité)

Pr. LAAROUSSI Mohamed
Pr. LYAGOUBI Mohammed
Pr. NIAMANE Radouane*
Pr. RAGALA Abdelhak
Pr. SBIHI Souad
Pr. ZERAIDI Najia

Décembre 2005

Pr. CHANI Mohamed

Avril 2006

Pr. ACHEMLAL Lahsen*
Pr. AKJOUJ Saïd*
Pr. BELMEKKI Abdelkader*
Pr. BENCHEIKH Razika
Pr. BIYI Abdelhamid*
Pr. BOUHAFS Mohamed El Amine
Pr. BOULAHYA Abdellatif*
Pr. CHENGUETI ANSARI Anas
Pr. DOGHMI Nawal
Pr. ESSAMRI Wafaa
Pr. FELLAT Ibtissam
Pr. FAROUDY Mamoun
Pr. GHADOUANE Mohammed*
Pr. HARMOUCHE Hicham
Pr. HANAFI Sidi Mohamed*
Pr. IDRIS LAHLOU Amine*
Pr. JROUNDI Laila
Pr. KARMOUNI Tariq
Pr. KILI Amina
Pr. KISRA Hassan
Pr. KISRA Mounir
Pr. LAATIRIS Abdelkader*
Pr. LMIMOUNI Badreddine*
Pr. MANSOURI Hamid*
Pr. OUANASS Abderrazzak
Pr. SAFI Soumaya*
Pr. SEKKAT Fatima Zahra
Pr. SOUALHI Mouna
Pr. TELLAL Saida*
Pr. ZAHRAOUI Rachida

Octobre 2007

Pr. ABIDI Khalid
Pr. ACHACHI Leila
Pr. ACHOUR Abdessamad*
Pr. AIT HOUSSA Mahdi*
Pr. AMHAJJI Larbi*
Pr. AMMAR Haddou*
Pr. AOUMI Sarra

Chirurgie Cardio-vasculaire
Parasitologie
Rhumatologie
Gynécologie Obstétrique
Histo-Embryologie Cytogénétique
Gynécologie Obstétrique

Anesthésie Réanimation

Rhumatologie
Radiologie
Hématologie
O.R.L
Biophysique
Chirurgie - Pédiatrique
Chirurgie Cardio – Vasculaire
Gynécologie Obstétrique
Cardiologie
Gastro-entérologie
Cardiologie
Anesthésie Réanimation
Urologie
Médecine Interne
Anesthésie Réanimation
Microbiologie
Radiologie
Urologie
Pédiatrie
Psychiatrie
Chirurgie – Pédiatrique
Pharmacie Galénique
Parasitologie
Radiothérapie
Psychiatrie
Endocrinologie
Psychiatrie
Pneumo – Phtisiologie
Biochimie
Pneumo – Phtisiologie

Réanimation médicale
Pneumo phtisiologie
Chirurgie générale
Chirurgie cardio vasculaire
Traumatologie orthopédie
ORL
Parasitologie

Pr. BAITE Abdelouahed*	Anesthésie réanimation
Pr. BALOUCH Lhousaine*	Biochimie-chimie
Pr. BENZIANE Hamid*	Pharmacie clinique
Pr. BOUTIMZINE Nourdine	Ophtalmologie
Pr. CHARKAOUI Naoual*	Pharmacie galénique
Pr. EHIRCHIOU Abdelkader*	Chirurgie générale
Pr. ELABSI Mohamed	Chirurgie générale
Pr. EL MOUSSAOUI Rachid	Anesthésie réanimation
Pr. EL OMARI Fatima	Psychiatrie
Pr. GANA Rachid	Neuro chirurgie
Pr. GHARIB Nouredine	Chirurgie plastique et réparatrice
Pr. HADADI Khalid*	Radiothérapie
Pr. ICHOU Mohamed*	Oncologie médicale
Pr. ISMAILI Nadia	Dermatologie
Pr. KEBDANI Tayeb	Radiothérapie
Pr. LALAOUI SALIM Jaafar*	Anesthésie réanimation
Pr. LOUZI Lhoussain*	Microbiologie
Pr. MADANI Naoufel	Réanimation médicale
Pr. MAHI Mohamed*	Radiologie
Pr. MARC Karima	Pneumo phtisiologie
Pr. MASRAR Azlarab	Hématologique
Pr. MOUTAJ Redouane *	Parasitologie
Pr. MRABET Mustapha*	Médecine préventive santé publique et hygiène
Pr. MRANI Saad*	Virologie
Pr. OUZZIF Ez zohra*	Biochimie-chimie
Pr. RABHI Monsef*	Médecine interne
Pr. RADOUANE Bouchaib*	Radiologie
Pr. SEFFAR Myriame	Microbiologie
Pr. SEKHSOKH Yessine*	Microbiologie
Pr. SIFAT Hassan*	Radiothérapie
Pr. TABERKANET Mustafa*	Chirurgie vasculaire périphérique
Pr. TACHFOUTI Samira	Ophtalmologie
Pr. TAJDINE Mohammed Tariq*	Chirurgie générale
Pr. TANANE Mansour*	Traumatologie orthopédie
Pr. TLIGUI Houssain	Parasitologie
Pr. TOUATI Zakia	Cardiologie

Décembre 2007

Pr. DOUHAL ABDERRAHMAN

Ophtalmologie

Décembre 2008

Pr ZOUBIR Mohamed*

Anesthésie Réanimation

Pr TAHIRI My El Hassan*

Chirurgie Générale

Mars 2009

Pr. ABOUZAHIR Ali*

Médecine interne

Pr. AGDR Aomar*

Pédiatre

Pr. AIT ALI Abdelmounaim*

Chirurgie Générale

Pr. AIT BENHADDOU El hachmia

Neurologie

Pr. AKHADDAR Ali*

Neuro-chirurgie

Pr. ALLALI Nazik
 Pr. AMAHZOUNE Brahim*
 Pr. AMINE Bouchra
 Pr. ARKHA Yassir
 Pr. AZENDOUR Hicham*
 Pr. BELYAMANI Lahcen*
 Pr. BJIJOU Younes
 Pr. BOUHSAIN Sanae*
 Pr. BOUI Mohammed*
 Pr. BOUNAIM Ahmed*
 Pr. BOUSSOUGA Mostapha*
 Pr. CHAKOUR Mohammed *
 Pr. CHTATA Hassan Toufik*
 Pr. DOGHMI Kamal*
 Pr. EL MALKI Hadj Omar
 Pr. EL OUENNASS Mostapha*
 Pr. ENNIBI Khalid*
 Pr. FATHI Khalid
 Pr. HASSIKOU Hasna *
 Pr. KABBAJ Nawal
 Pr. KABIRI Meryem
 Pr. KARBOUBI Lamya
 Pr. L'KASSIMI Hachemi*
 Pr. LAMSAOURI Jamal*
 Pr. MARMADE Lahcen
 Pr. MESKINI Toufik
 Pr. MESSAOUDI Nezha *
 Pr. MSSROURI Rahal
 Pr. NASSAR Ittimade
 Pr. OUKERRAJ Latifa
 Pr. RHORFI Ismail Abderrahmani *
 Pr. ZOUHAIR Said*

Radiologie
 Chirurgie Cardio-vasculaire
 Rhumatologie
 Neuro-chirurgie
 Anesthésie Réanimation
 Anesthésie Réanimation
 Anatomie
 Biochimie-chimie
 Dermatologie
 Chirurgie Générale
 Traumatologie orthopédique
 Hématologie biologique
 Chirurgie vasculaire périphérique
 Hématologie clinique
 Chirurgie Générale
 Microbiologie
 Médecine interne
 Gynécologie obstétrique
 Rhumatologie
 Gastro-entérologie
 Pédiatrie
 Pédiatrie
 Microbiologie
 Chimie Thérapeutique
 Chirurgie Cardio-vasculaire
 Pédiatrie
 Hématologie biologique
 Chirurgie Générale
 Radiologie
 Cardiologie
 Pneumo-phtisiologie
 Microbiologie

PROFESSEURS AGREGES :

Octobre 2010

Pr. ALILOU Mustapha
 Pr. AMEZIANE Taoufiq*
 Pr. BELAGUID Abdelaziz
 Pr. BOUAITY Brahim*
 Pr. CHADLI Mariama*
 Pr. CHEMSI Mohamed*
 Pr. DAMI Abdellah*
 Pr. DARBI Abdellatif*
 Pr. DENDANE Mohammed Anouar
 Pr. EL HAFIDI Naima
 Pr. EL KHARRAS Abdennasser*
 Pr. EL MAZOUZ Samir
 Pr. EL SAYEGH Hachem

Anesthésie réanimation
 Médecine interne
 Physiologie
 ORL
 Microbiologie
 Médecine aéronautique
 Biochimie chimie
 Radiologie
 Chirurgie pédiatrique
 Pédiatrie
 Radiologie
 Chirurgie plastique et réparatrice
 Urologie

Pr. ERRABIH Ikram
Pr. LAMALMI Najat
Pr. LEZREK Mounir
Pr. MALIH Mohamed*
Pr. MOSADIK Ahlam
Pr. MOUJAHID Mountassir*
Pr. NAZIH Mouna*
Pr. ZOUAIDIA Fouad

Mai 2012

Pr. AMRANI Abdelouahed
Pr. ABOUELALAA Khalil*
Pr. BELAIZI Mohamed*
Pr. BENCHEBBA Driss*
Pr. DRISSI Mohamed*
Pr. EL ALAOUI MHAMDI Mouna
Pr. EL KHATTABI Abdessadek*
Pr. EL OUAZZANI Hanane*
Pr. ER-RAJI Mounir
Pr. JAHID Ahmed
Pr. MEHSSANI Jamal*
Pr. RAISSOUNI Maha*

Février 2013

Pr. AHID Samir
Pr. AIT EL CADI Mina
Pr. AMRANI HANCHI Laila
Pr. AMOUR Mourad
Pr. AWAB Almahdi
Pr. BELAYACHI Jihane
Pr. BELKHADIR Zakaria Houssain
Pr. BENCHEKROUN Laila
Pr. BENKIRANE Souad
Pr. BENNANA Ahmed*
Pr. BENSEFFAJ Nadia
Pr. BENSghir Mustapha*
Pr. BENYAHIA Mohammed*
Pr. BOUATIA Mustapha
Pr. BOUABID Ahmed Salim*
Pr. BOUTARBOUCH Mahjouba
Pr. CHAIB Ali*
Pr. DENDANE Tarek
Pr. DINI Nouzha*
Pr. ECH-CHERIF EL KETTANI Mohamed Ali
Pr. ECH-CHERIF EL KETTANI Najwa
Pr. ELFATEMI Nizare
Pr. EL GUERROUJ Hasnae
Pr. EL HARTI Jaouad

Gastro entérologie
Anatomie pathologique
Ophtalmologie
Pédiatrie
Anesthésie Réanimation
Chirurgie générale
Hématologie
Anatomie pathologique

Chirurgie Pédiatrique
Anesthésie Réanimation
Psychiatrie
Traumatologie Orthopédique
Anesthésie Réanimation
Chirurgie Générale
Médecine Interne
Pneumophtisiologie
Chirurgie Pédiatrique
Anatomie pathologique
Psychiatrie
Cardiologie

Pharmacologie – Chimie
Toxicologie
Gastro-Entérologie
Anesthésie Réanimation
Anesthésie Réanimation
Réanimation Médicale
Anesthésie Réanimation
Biochimie-Chimie
Hématologie
Informatique Pharmaceutique
Immunologie
Anesthésie Réanimation
Néphrologie
Chimie Analytique
Traumatologie Orthopédie
Anatomie
Cardiologie
Réanimation Médicale
Pédiatrie
Anesthésie Réanimation
Radiologie
Neuro-Chirurgie
Médecine Nucléaire
Chimie Thérapeutique

Pr. EL JOUDI Rachid*	Toxicologie
Pr. EL KABABRI Maria	Pédiatrie
Pr. EL KHANNOUSSI Basma	Anatomie Pathologie
Pr. EL KHLLOUFI Samir	Anatomie
Pr. EL KORAICHI Alae	Anesthésie Réanimation
Pr. EN-NOUALI Hassane*	Radiologie
Pr. ERREGUIG Laila	Physiologie
Pr. FIKRI Meryim	Radiologie
Pr. GHANIMI Zineb	Pédiatrie
Pr. GHFIR Imade	Médecine Nucléaire
Pr. IMANE Zineb	Pédiatrie
Pr. IRAQI Hind	Endocrinologie et maladies métaboliques
Pr. KABBAJ Hakima	Microbiologie
Pr. KADIRI Mohamed*	Psychiatrie
Pr. LATIB Rachida	Radiologie
Pr. MAAMAR Mouna Fatima Zahra	Médecine Interne
Pr. MEDDAH Bouchra	Pharmacologie
Pr. MELHAOUI Adyl	Neuro-chirurgie
Pr. MRABTI Hind	Oncologie Médicale
Pr. NEJJARI Rachid	Pharmacognosie
Pr. OUBEJJA Houda	Chirurgie Pédiatrique
Pr. OUKABLI Mohamed*	Anatomie Pathologique
Pr. RAHALI Younes	Pharmacie Galénique
Pr. RATBI Ilham	Génétique
Pr. RAHMANI Mounia	Neurologie
Pr. REDA Karim*	Ophthalmologie
Pr. REGRAGUI Wafa	Neurologie
Pr. RKAIN Hanan	Physiologie
Pr. ROSTOM Samira	Rhumatologie
Pr. ROUAS Lamiaa	Anatomie Pathologique
Pr. ROUIBAA Fedoua*	Gastro-Entérologie
Pr. SALIHOUN Mouna	Gastro-Entérologie
Pr. SAYAH Rochde	Chirurgie Cardio-Vasculaire
Pr. SEDDIK Hassan*	Gastro-Entérologie
Pr. ZERHOUNI Hicham	Chirurgie Pédiatrique
Pr. ZINE Ali*	Traumatologie Orthopédie

Avril 2013

Pr. EL KHATIB Mohamed Karim*	Stomatologie et Chirurgie Maxillo-faciale
Pr. GHOUNDALE Omar*	Urologie
Pr. ZYANI Mohammad*	Médecine Interne

***Enseignants Militaires**

2- ENSEIGNANTS – CHERCHEURS SCIENTIFIQUES

PROFESSEURS / PRs. HABILITES

Pr. ABOUDRAR Saadia	Physiologie
Pr. ALAMI OUHABI Naima	Biochimie – chimie
Pr. ALAOUI KATIM	Pharmacologie
Pr. ALAOUI SLIMANI Lalla Naïma	Histologie-Embryologie
Pr. ANSAR M'hammed	Chimie Organique et Pharmacie Chimique
Pr. BOUHOUCHE Ahmed	Génétique Humaine
Pr. BOUKLOUZE Abdelaziz	Applications Pharmaceutiques
Pr. BOURJOUANE Mohamed	Microbiologie
Pr. BARKYOU Malika	Histologie-Embryologie
Pr. CHAHED OUAZZANI Lalla Chadia	Biochimie – chimie
Pr. DAKKA Taoufiq	Physiologie
Pr. DRAOUI Mustapha	Chimie Analytique
Pr. EL GUESSABI Lahcen	Pharmacognosie
Pr. ETTAIB Abdelkader	Zootechnie
Pr. FAOUZI Moulay El Abbes	Pharmacologie
Pr. HAMZAOUI Laila	Biophysique
Pr. HMAMOUCHE Mohamed	Chimie Organique
Pr. IBRAHIMI Azeddine	Biologie moléculaire
Pr. KHANFRI Jamal Eddine	Biologie
Pr. OULAD BOUYAHYA IDRISSE Med	Chimie Organique
Pr. REDHA Ahlam	Chimie
Pr. TOUATI Driss	Pharmacognosie
Pr. ZAHIDI Ahmed	Pharmacologie
Pr. ZELLOU Amina	Chimie Organique

Mise à jour le 09/01/2015 par le

Service des Ressources Humaines

- 9 JAN 2015



Dédicaces



A ceux qui me sont les plus chers

A ceux qui toujours crus en moi

A ceux qui m'ont toujours encouragé

✍ Je dédie cette thèse à ... ✨

A mon cher père

Omar MJIDILÀ

*Ce modeste travail est le fruit de tout sacrifices déployés
pour notre éducation.*

Vous avez toujours souhaité le meilleur pour nous.

*Vous avez fournis beaucoup d'efforts aussi bien
physiques et moraux à notre égard.*

Vous n'avez jamais cessé de nous encourager et de prier pour nous.

*C'est grâce à vos percepts que nous avons appris
à compter sur nous-mêmes.*

*vous méritez sans conteste qu'on vous décerne les prix
« Père Exemplaire ».*

*Père : je t'aime et j'implore le tout puissant
pour qu'il t'accorde une bonne santé et une vie heureuse.*

A ma très chère mère

Fatiha TANANI

*Tu représentes pour moi le symbole de la bonté
par excellence, la source de tendresse et l'exemple du dévouement
qui n'a pas cessé de m'encourager et de prier pour moi.*

*Ta prière et ta bénédiction m'ont été d'un grand secours
pour mener à bien mes études.*

*Aucune dédicace ne saurait être assez éloquente
pour exprimer ce que tu mérites pour tous les sacrifices
que tu n'as cessé de me donner depuis ma naissance,
durant mon enfance et même à l'âge adulte.*

*Tu as fait plus qu'une mère puisse faire pour
que ces enfants suivent le bon chemin dans leur vie et leurs études.*

Je te dédie ce travail en témoignage de mon profond amour.

*Puisse Dieu, le tout puissant, te préserver
et t'accorder santé, longue vie et bonheur.*

A ma très chère sœur Fatima Ezzahra,

*Tu es ma soeur, mon amie et ma confidente,
tu as toujours su m'encourager.*

Chère soeur, à toi tout mon amour.

*Je te souhaite de tout mon coeur une vie pleine de succès,
et que dieu te protège et consolide les liens sacrés
qui nous unissent.*

A ma très chère Dania srifi.

*Pour tout ce que tu es, pour tout ce que tu as fait,
et pour tout ce que tu représentes pour moi.*

A mes très chères tantes Latifa, et Mina.

*A ma très chère tante Malika
et son époux oncle Hassan.*

*Pour votre soutien et vos encouragements,
puisse ce travail être le témoignage de ma profonde affection.*

*Que dieu vous comble de bonheur, de santé,
de succès et de prospérité dans votre vie et vous protège.*

A la mémoire de mes oncles Miloud et Mustapha

*J'aurais bien voulu que vous soyez
parmi nous en ce jour mémorable.*

*Que la clémence de dieu règne sur vous
et que sa miséricorde apaise vos âmes.*

A tous les oncles, tantes, cousins et cousine

*En gage de témoignage de mes sentiments
et nos souvenirs partagés,
je vous dédie ce travail et vous souhaite
beaucoup de bonheur.*

*A mes amis d'enfance Youssef
et Badr Soufiani Morabet.*

A mes amis

*Amine Lamghari, Yassine Eddehri, Adam Bennani,
Ayoub Bounssir, Med Es-Sbai. Hajar Srfi*

A tous ceux que j'ai omis d'écrire leurs noms.

Que notre amitié demeure pour toujours

Remerciements



A notre maitre et Président de thèse

Monsieur A .EL BARDOUNI

Professeur de traumatologie-orthopédie

*Nous sommes profondément touché par la gentillesse
et la spontanéité de votre accueil. Nous vous remercions
pour l'honneur que vous nous faites en acceptant de juger cette thèse.
Votre compétence et votre gentillesse ont toujours suscité grande estime.
Veuillez trouver ici l'expression de nos sincères remerciements.*

A notre maître et Rapporteur de thèse

Monsieur le Professeur M. Mahfoud

Professeur de Traumatologie Orthopédie

Nous tenons à vous déclarer nos remerciements les plus sincères pour avoir accepté de diriger ce travail et avoir vérifié à son élaboration avec patience et disponibilité.

Votre dévouement au travail, votre modestie et votre gentillesse imposent le respect et représentent le modèle que nous serons toujours heureux de suivre. Mais au-delà de tous les mots de remerciements que nous vous adressons, nous voudrions louer en vous votre amabilité, votre courtoisie et votre générosité. Ce fut très agréable de travailler avec vous pendant cette période.

Puisse ce travail être à la hauteur de la confiance que vous nous avez accordée.

A Notre Maître et Juge de Thèse

Monsieur M. Ouadghiri

Professeur de Traumatologie Orthopédie

*Nous sommes très heureux de l'honneur que vous
nous faites en acceptant de juger notre travail.*

*Votre présence est pour nous, l'occasion de vous exprimer
notre admiration de votre grande compétence professionnelle
et de votre généreuse sympathie.*

Soyez assuré de notre reconnaissance et notre profond respect

A Notre Maître et Juge de Thèse

Monsieur F. ZOUIDIA

Professeur d'anatomie pathologie

*Nous avons eu la chance de vous avoir parmi les membres
de notre jury, et nous vous remercions d'avoir bien voulu en toute
simplicité, nous faire l'honneur de juger ce travail.*

*Nous avons toujours été marqués par vos qualités humaines
et l'étendue de vos connaissances.*

*Qu'il nous soit permis, cher maître, de vous exprimer
notre grande estime et notre profonde reconnaissance.*

Au Docteur Fouad SAOUDI

Résident au service de Traumatologie Orthopédie

*Nous vous remercions pour votre estimable participation
dans l'élaboration de ce travail.*

*Permettez nous de vous exprimer notre admiration
pour vos qualités humaines et professionnelles.*

*Veillez trouver ici l'expression de notre grand respect
et nos vifs remerciements.*

SOMMAIRE

INTRODUCTION	1
MATERIEL ET METHODE	4
I. MATERIEL D'ETUDE :	5
II FICHE D'EXPLOITATION :	5
III. TABLEAUX RECAPITULATIFS :	9
RESULTATS ET ANALYSES	12
I. DONNEES EPIDEMIOLOGIQUE.....	13
1. Fréquence :	13
2. Age :	14
3. Sexe :	15
4. Indications initiales de la PTH :	16
5. Coté du descellement :	17
6. Délai du descellement :	18
7. Niveau de descellement.....	19
II.DIAGNOSTIC :	20
1 Clinique :	20
2. Radiologie :	23
2.1 Radio standard :	23
III. TRAITEMENTS ET RESULTATS :	26
1. Traitement :	26
1.1 Type d'anesthésie :	26
1.2 Voie d'abord :	26
1.3 Attitude thérapeutique :	26

1.3.1 Rescellement simple :.....	27
1.3.2 Rescellement après greffe osseuse :.....	29
1.3.3 Réimplantation avec anneau de soutien associé ou non à une greffe osseuse :.....	30
1.3.4 Type de rescellement simple :.....	31
2. Résultat du traitement :	32
DISCUSSION	33
I. DEFINITION :	34
II. HISTORIQUE :.....	34
III. RAPPEL ANATOMIQUE DE LA HANCHE :.....	36
1. Les éléments osseux :.....	37
1.1L'acétabulum ou cavité cotyloïde :.....	37
1.2La tête fémorale :	38
1.3 La capsule articulaire :	39
1.4 Le ligament rond :.....	39
1.5 Les ligaments de renforcement capsulaire:.....	39
1.5.1 Le ligament ilio-fémoral ou ligament de Bertin :.....	39
1.5.2 Le ligament pubo-fémoral :.....	39
1.5.3 Le ligament ischio-fémoral :.....	40
IV EPIDEMIOLOGIE :	41
1. Age :	41
2. Sexe :.....	42
4. Niveau du descellement :	44
5. Stade du descellement : selon la classification SOFCOT	45
6. Traitement :.....	47
6.1 Voie d'abord :.....	47
6.2Attitude thérapeutique	48

V -LES INDICATIONS DE LA PTH :	50
1. La coxarthrose :	50
1.1 La coxarthrose essentielle :	50
1.2 La coxarthrose secondaire :	52
1.2.1 Coxarthrose sur dysplasie :	52
1.2.2 Coxarthrose post-traumatique:	56
2. Les coxites :	56
2.1 Les coxites inflammatoires.....	56
2.2 Les autres coxites:	56
3. La nécrose aseptique de la tête fémorale :	57
4. Les autres indications :	59
4.1 Luxation congénitale de la hanche.....	59
4.2 Épiphysiolyse fémorale supérieure.....	59
4.3 L'ankylose de la hanche:	59
4.4 Autres situations :	59
4.5 La synovite villo-nodulaire, une tumeur maligne ou bénigne de la hanche.....	59
VI LES DIFFERENTS TYPES DE LA PTH :	60
1. Les prothèses cimentées :	61
1.1 Prothèses de Mac KEE-FERRAR :	61
1.2 Prothèse de CHARNLEY :	61
1.3 Prothèse de CERAVAR-QSTEAL :	62
1.4 Prothèse d 'Aufranc -Turner	62
1.5 Prothèse de Muller	62

2. Les prothèses non cimentées :	62
2.1 Les précurseurs :	63
2.2 Les prothèses actuelles :	63
2.2.1 Au niveau du cotyle	63
2.2.2 Au niveau du fémur :	65
VII LES COUPLES DE FROTTEMENTS :	66
1. Le couple métal-polyéthylène :	66
1.1 Le polyéthylène :	66
1.2 Les matériaux:	66
2. Le couple métal-métal :	67
3. Le couple alumine-alumine :	67
4. La cupule double mobilité :	67
VIII LES CAUSES DES DESCHELLEMENTS ASEPTIQUES :	69
1. Les facteurs de descellement :	69
2. La perte osseuse péri-prothétique:	70
3. Physiopathologie du descellement aseptique :	71
3.1 Les divers éléments en présence :	71
3.1.1 L'os et ses modifications :	71
3.1.2 Le ciment et son comportement :	72
3.1.3 Le cotyle osseux et la cupule de polyéthylène :	73
3.1.4 Le fémur et le pivot fémoral :	74
3.1.5 Les interfaces : description anatomopathologique :	76
a. Interface ciment-os :	76
b. Interface prothèse-ciment :	79

4.1 Facteurs mécaniques :	80
4.1.1 Sur le versant acétabulaire :	80
4.1.2 Sur le versant fémoral :	82
4.1.3 Le couple de friction :	85
4.2 Facteurs biologiques :	88
4.2.1 Les débris générés par l'arthroplastie entraînent une usure à 3 composantes :	88
4.2.2 mécanismes biologiques impliqués dans l'ostéolyse et de descellement des PTH :	89
4.2.3 RANK-L et nouvelles approches thérapeutiques :	90
IX CLASSIFICATION DES DESCELLEMENTS DE LA PTH :	92
X DIAGNOSTIC :	97
1. Descellement aseptique des prothèses cimentées :	98
1.1 Forme typique :	98
1.1.1 La clinique :	98
1.1.2 Radiographie :	101
1.1.3 La scintigraphie au technétium :	107
1.2 Diagnostic des cas difficiles :	107
1.2.1 Radiographies numérisées :	107
1.2.2 Les tests dynamiques :	108
1.2.3 Etudes anatomopathologiques :	109
1.2.4 L'arthrographie :	110
1.2.5 Tomodensitométrie :	110
1.2.6 La résonance magnétique :	111
2. Descellement des prothèses sans ciment :	112
2.1 Douleurs par insuffisance de fixation précoce :	112
2.2 Descellements secondaires :	114

XI LE DIAGNOSTIC DIFFERENTIEL :	117
XII TRAITEMENT:.....	119
1. Indications de la chirurgie de reprise:.....	119
1.2.1 voie postéro-externe de Moore :	119
1.2.2 Voies trans-trochantériennes	122
1.2.3 Voie de KOCHER LANGENBECK	122
1.2.4 Voie trans-glutéale ou voie de Hardinge :.....	122
1.2.5 La voie trans-fémorale de WAGNER :.....	122
1.5.1 Rescellement simple :	124
1.5.2 Rescellement avec anneau de soutien :	125
a. L'anneau d'EICHLER et l'anneau de MULLER :.....	125
b. La croix de KERBOULL :	126
c. Cotyle vissé de LORD :.....	128
d. Prothèse intermédiaire noyée de greffons :technique de DAUTRY :	128
1.5.3 Les indications :	130
1.6 Reconstruction fémorale :	131
1.6.1. Les tiges cimentées :	131
1.6.2. Les tiges non cimentées :	134
1.6.3. Les indicateurs :	138
2. Les soins post-opératoires :	139
CONCLUSION	141
RESUMES	143
BIBLIOGRAPHIE	147

ABREVIATION :

- **AG** : Anesthésie générale.
- **AINS** : Anti-inflammatoires non stéroïdiens
- **F** : Femme.
- **H** : Homme.
- **IL** : Interleukine.
- **LR** : locorégionale.
- **PE** : Polyéthylène.
- **PR** : Polyarthrite Rhumatoïde.
- **PTH** : Prothèse totale de la hanche.
- **RANK-L** : Receptor Activator of NFkappaB Ligand.
- **Limit. Rot. Int.** : Limitation de la Rotation Interne.
- **SOFCOT** : Société Française de Chirurgie Orthopédique et Traumatologique.
- **TNF** : Tumor Necrosis Factor.



Introduction

L'implantation d'une prothèse totale de la hanche est le traitement de choix de plusieurs pathologies dégénératives et traumatiques de la hanche ; car elle améliore de manière significative la qualité de vie des patients, soulage leurs douleurs et restitue une fonction et une autonomie précieuse.

Néanmoins, avec le temps, certains patients développent, en l'absence totale d'infection, des foyers d'ostéolyse au contact de la prothèse, aboutissant progressivement au descellement d'un ou de plusieurs composants de celle-ci.

Le descellement de la prothèse totale de la hanche se définit par la perte de fixation de cette pièce à l'os, il peut survenir soit au niveau du cotyle ou du fémur isolément, soit au niveau des deux de manière simultanée. 66

En dépit des progrès réalisés dans les techniques opératoires et de design des prothèses, le descellement reste la complication la plus fréquemment associés à l'implantation d'une PTH.

Actuellement, cette complication douloureuse et invalidante nécessite le remplacement partiel ou complet de la PTH. Malheureusement, à moyen terme, les résultats fonctionnels de cette deuxième intervention sont inférieurs à ceux de la première arthroplastie. De plus, le taux de complications ainsi que la mortalité sont plus élevés. Cet état de fait n'est pas satisfaisant, mais de nouvelles perspectives semblent se dessiner. En effet, il a longtemps été considéré que les causes du descellement étaient mécaniques, liées aux forces de frottement excessives entre les pièces prothétiques et aux propriétés mécaniques insuffisantes du ciment pour les prothèses cimentées, mais depuis quelques années, la recherche en orthopédie connaît un développement sans précédent : la compréhension du fonctionnement des cellules souches générant le tissu osseux,

des facteurs moléculaires contrôlant leur croissance et leur différenciation ne cesse de progresser, et la connaissance de biomatériaux et des techniques de tissue engeneering s'est largement étendue. En particulier, les mécanismes cellulaires et moléculaires impliqués dans le descellement des PTH sont maintenant connus et il est probable que ces nouvelles connaissances permettent de développer des traitements efficaces contre l'ostéolyse associée aux arthroplasties de la hanche.

L'objectif de notre travail est d'étudier le profil épidémiologique, clinique, thérapeutique et pronostique des descellements aseptiques des PTH.



*Matériel
et méthode*

I. MATERIEL D'ETUDE :

Notre travail est une étude rétrospective portant sur 12 cas de descellement aseptique sur une série de 205 prothèses totales de la hanche implantées au sein du service de traumatologie-orthopédie de l'hôpital Ibn Sina de rabat s'étalant sur une période de 5ans entre 2010 et 2015.

II FICHE D'EXPLOITATION :

Fiche d'exploitation

N° dossier :

N° d'entrée :

Année :

Nom et prénom :

Age :

Sexe :

Poids :

Profession :

Provenance :

ATCD :_MEDICAUX : -diabète ,HTA ,cardiopathie, malade générale

- prise médicamenteuse :

- chirurgicaux : traumatologique :_hanche homolatérale :étiologie :

Date :

Nombre de l'intervention :

- Hanche controlatérale :

- _ Genou homolatérale :

_Autre :

PTH initiale :

•Date d'implantation de la prothèse :

•Indication :-coxarthrose post traumatique :

+fracture du cotyle

+fracture cervicale

+autre

-coxarthrose acquise :

+rhumatismale

+SPA

+autre

-luxation congénitale de la hanche

-osteonecrose de la tête femoral

•Coté opéré :

•Type d'anesthésie :

•Nombre d'opérateur :

•Positionnement du malade sur la table :

•Table :orthopédique , ordinaire

Type F C Bipolaire

Technique chirurgicale :

Résultat : Echec Succès

_examen cutané :

_examen du genou homolatérale :

_examen de la hanche controlatéral :

_examen des autres articulations :

_examen générale :

●bilan radiologique :_Radio standard :incidence

_autre :

●type de descellement :

●bilan préopératoire :

●type d'anesthésie :

●position du malade :

●nombre d'opérateur :

●traitement :

_voie d'abord :

_geste :

_remplacement de la prothèse , ablation de la prothèse

●évolution :

●récidives :_nombre :

_dates :

_geste effectué :

III. TABLEAUX RECAPITULATIFS :

	N° entrée	N° d'ordre	Age	Sexe	Indication Initiale de la PTH	Délai	Côté	Niveau de descellement
1	2236 E9	2453/09	31 ans	Femme	Coxarthrose post-traumatique	2 ans	Droit	Bipolaire
2	1623 MO	1362/10	69 ans	Homme	Fracture du col fémoral	12 ans	Droit	Bipolaire
3	3115 P12	1314/12	75 ans	Homme	Fracture du col fémoral	2-3 mois	Gauche	Bipolaire
4	945 R13	897/13	54 ans	Femme	Coxarthrose sur PR	5 ans	Droit	Cotyle
5	1067 R13	947/13	70 ans	Homme	Fracture du col fémoral	25 ans	Droit	Bipolaire
6	110 14	234/14	64 ans	Homme	Coxarthrose post-traumatique	10 ans	Gauche	Bipolaire
7	750 M14	625/14	56 ans	Femme	Coxarthrose primitive	11 ans	Droit	Bipolaire
8	16523	1941/14	73 ans	Homme	Coxarthrose post-traumatique	8 ans	Droit	Fémur
9	2557 R14	909/14	37 ans	Femme	Fracture du col fémoral	4 ans	Droit	Bipolaire
10	986 R15	271/15	49 ans	Homme	Fracture du col fémoral	14 ans	Gauche	Bipolaire
11	1698 R15	447/15	55 ans	Femme	Coxarthrose primitive	10 mois	Droit	Bipolaire
12	3464R15	919/15	78 ans	Homme	Coxarthrose primitive	5 ans	Gauche	Cotyle

		Douleur	Marche	Mobilité	PMA	Fémur	Cotyle
1	2236 E9	Permanente	Avec 1 béquille	Limitation Rot. Int. Limitation Fléxion	9	stade II	stade II
2	1623 MO	A la marche	Avec 1 canne	Limitation Rot. Int. Limitation Fléxion	8	stade II	stade III
3	3115 P12	Permanente	Avec 2 béquilles	Limitation Rot. Int. Limitation Fléxion	7	stade III	stade II
4	945 R13	A la marche	Avec 1 canne	Limitation Rot. Int. Limitation Fléxion	11		stade III
5	1067 R13	A la marche	Avec 1 canne	Fléxion 90° Abduction 45°	10	stade II	stade III
6	110 14	A la marche	Avec 2 béquilles	Limitation Rot. Ext. Fléxion-Extens°: Complète	10	stade II	stade II
7	750 M14	Permanente	Avec 1 béquille	Conservée	10	stade I	stade I
8	16523	Intense	Avec 2 béquilles	Impossible	6	stade IV	
9	2557 R14	Permanente	Avec 1 canne	Limitation Rot. Int. Limitation Fléxion	9	stade II	stade II
10	986 R15	A la marche	Avec 1 canne	Conservée	10	stade I	stade I
11	1698 R15	Permanente	Avec 2 béquilles	Fléxion : 0°- 45° Rot. Ext : 0°- 30°	7	stade II	stade II
12	3464R15	A la marche	Avec 2 cannes	Limitation Rot. Int. Limitation Fléxion	10		stade III

	N° entrée	Traitement									Résultat (PMA)
		Anes	VA	Gestes							
				Anneau	Grefe	Ciment Fémur	Ciment Cotyle	Tige	Cupule	Nbre Opérateur	
1	2236 E9	LR	Post-Ext	Non	Non	Non	Non	Taille 5	N° 48	3	15
2	1623 MO	LR	Post-Ext	Non	Non	Non	Oui	Taille 5	N°58	5	12
3	3115 P12	AG	Post-Ext	Non	Non	Oui	Oui	Taille 4	N° 54	5	14
4	945 R13	LR	Post-Ext	Non	Non	Non	Oui	-	N°44	5	16
5	1067 R13	AG	Post-Ext	Non	Non	Oui	Oui	Taille 3	N° 46	6	15
6	110 14	AG	Post-Ext	Oui	Oui	Oui	Non	Taille 6	N°60	6	15
7	750 M14	AG	Post-Ext	Non	Non	Oui	Oui	Taille 2	N°54	5	12
8	16523	AG	Post-Ext	Non	Non	Oui	Non	Taille 4	-	5	15
9	2557 R14	AG	Post-Ext	Oui	Oui	Oui	Oui	Taille 2	N°52	5	16
10	986 R15	AG	Post-Ext	Non	Non	Non	Oui	Taille 4	N°58	5	16
11	1698 R15	AG	Post-Ext	Non	Oui	Non	Oui	Taille 5	N°48	5	14
12	3464R15	AG	Post-Ext	Non	Non	Non	Oui	-	N°44	4	----



*Résultats
et Analyses*

Notre série d'étude s'étalant du 01/01/2010 au 30/06/2015 comporte 12 patients qui ont présenté un descellement aseptique sur prothèse totale de la hanche.

I. DONNEES EPIDEMIOLOGIQUE

1. Fréquence :

12 parmi les 205 PTH réalisées durant la période d'étude étaient pour des reprises pour descellement aseptique, soit 5,8%.

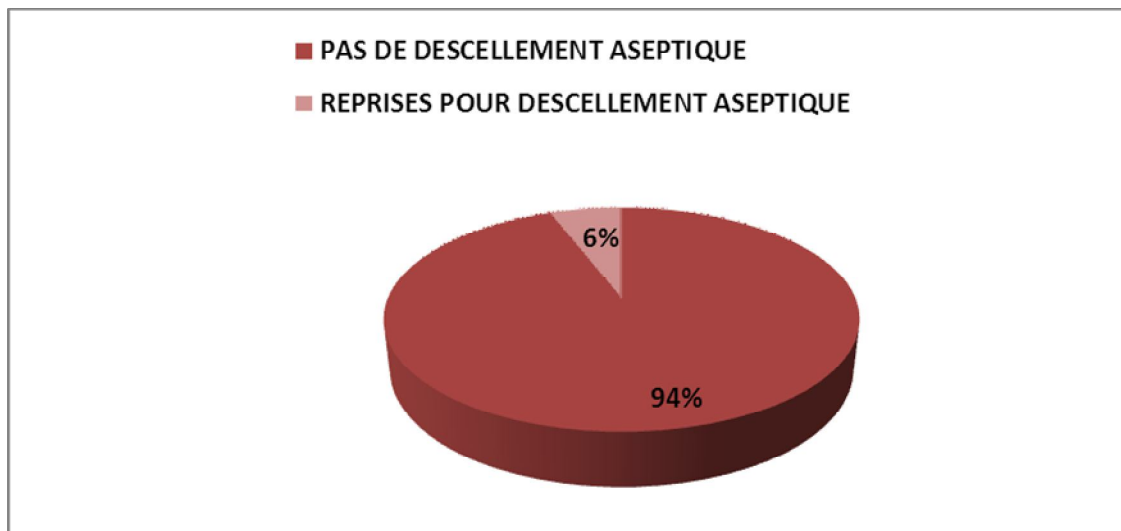


Figure 1 : Fréquence du descellement.

2. Age :

L'âge moyen des patients présentant un descellement aseptique dans notre série est de 59 ans avec des extrêmes de 31 et 78 ans.

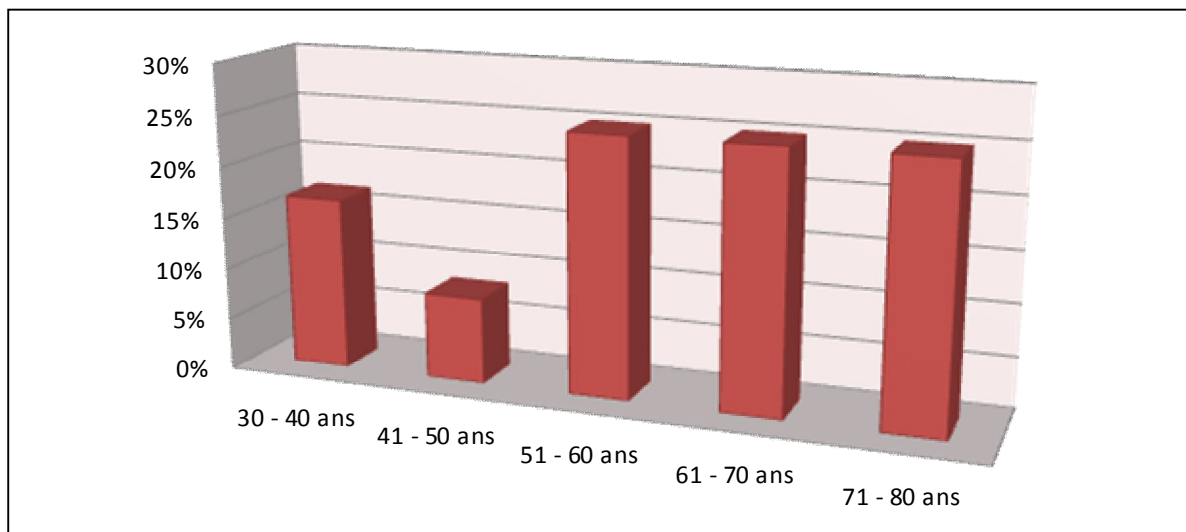


FIGURE 2 : Pourcentage des patients présentant un descellement aseptique selon l'âge.

3. Sexe :

Parmi les 12 cas de descellement aseptique nous relevons :

- 5 femmes, soit 42%.
- 7 hommes, soit 58%.

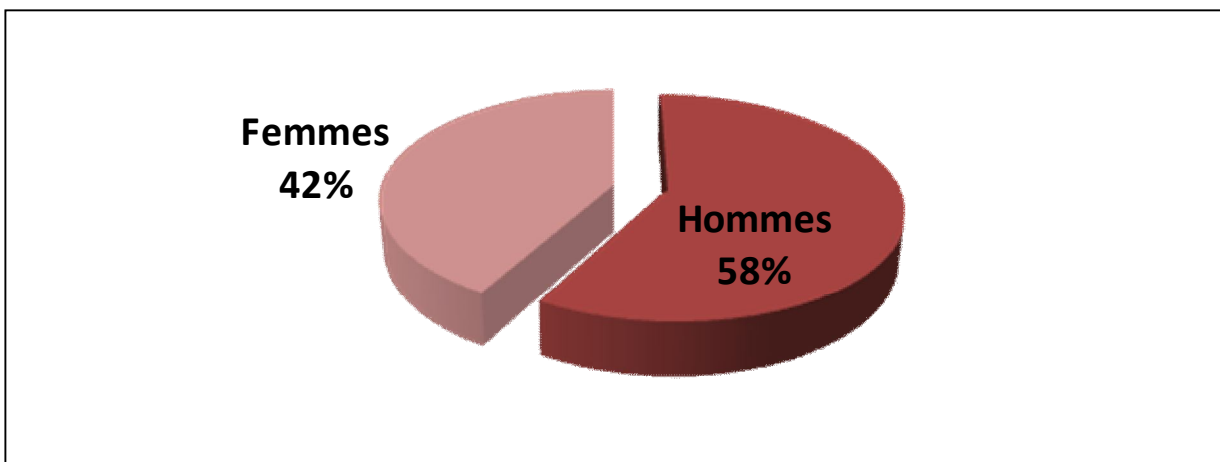


Figure 3 : Répartition des patients présentant un descellement aseptique selon le sexe.

Nous remarquons que dans notre série il n'y a pas de différence significative entre les deux sexes.

4. Indications initiales de la PTH :

Indication de le PTH	Nombre	%
Fracture du col fémoral	5	41,7%
Coxarthrose post-traumatique	3	25%
Coxarthrose primitive	3	25%
Coxarthrose sur polyarthrite rhumatoïde	1	8,3%

Tableau 1 : Pourcentage des indications initiales de la PTH.

L'indication initiale de la PTH est dominée par les fractures du col fémoral, représentant 41,7% de toutes les indications confondues.

Les coxarthroses post-traumatiques et les coxarthroses primitives viennent en second lieu avec 25% des indications, alors qu'on a un seul cas de coxarthrose sur PR.

5. Coté du descellement :

Côté	Nombre	%
Hanche droite	8	66,7%
Hanche gauche	4	33,3%

Tableau 2 : côté du descellement des patients de notre série.

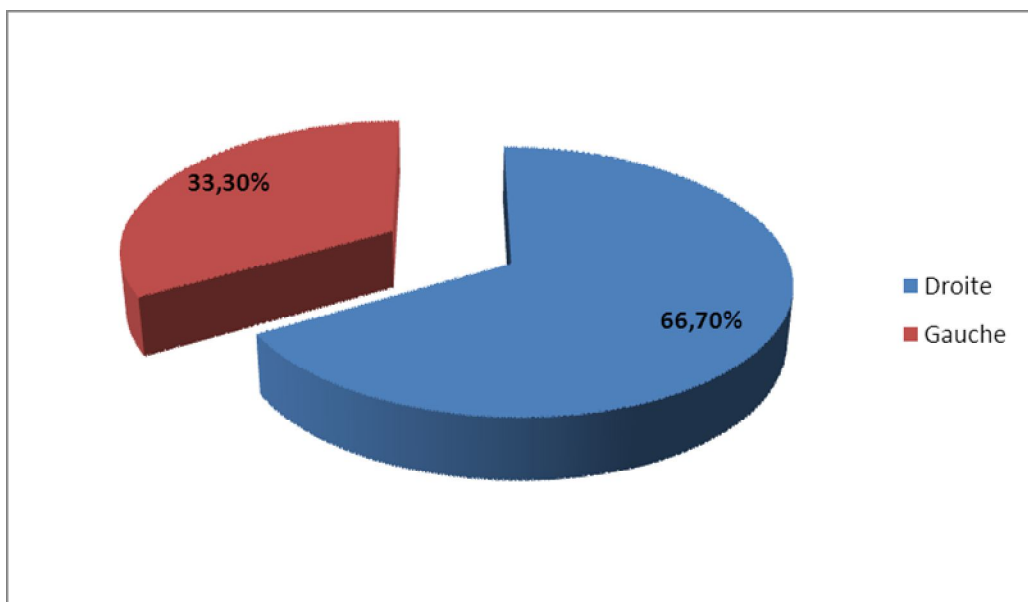


Figure 4 : Pourcentage du côté descellé des patients de notre série.

Nous remarquons que dans notre série il y a plus descellement à droite qu'à gauche et que les descellements bilatéraux sont absents.

6. Délai du descellement :

Correspond à la durée qui sépare la date de la mise en place de la prothèse de celle du descellement aseptique.

Délai du descellement	Nombre	%
Précoce < 6 mois	1	8,3%
Tardif > 6 mois	11	91,7%

TABLEAU 3 : Délai du descellement des patients de notre série.

Le délai moyen du diagnostic est de 8 ans avec des extrêmes de 2mois et 25ans.

On considère comme précoce, tout descellement survenant avant le 6ème mois de l'implantation de la prothèse totale de la hanche initiale, par conséquent :

- 11 descellements dans notre série sont tardifs.
- 1 seul descellement est précoce.

7. Niveau de descellement

Niveau du descellement	Nombre	%
Bipolaire	9	75%
Cupule	2	16,7%
Tige	1	8,3%

TABLEAU 4 : Niveau du descellement des patients de notre série.

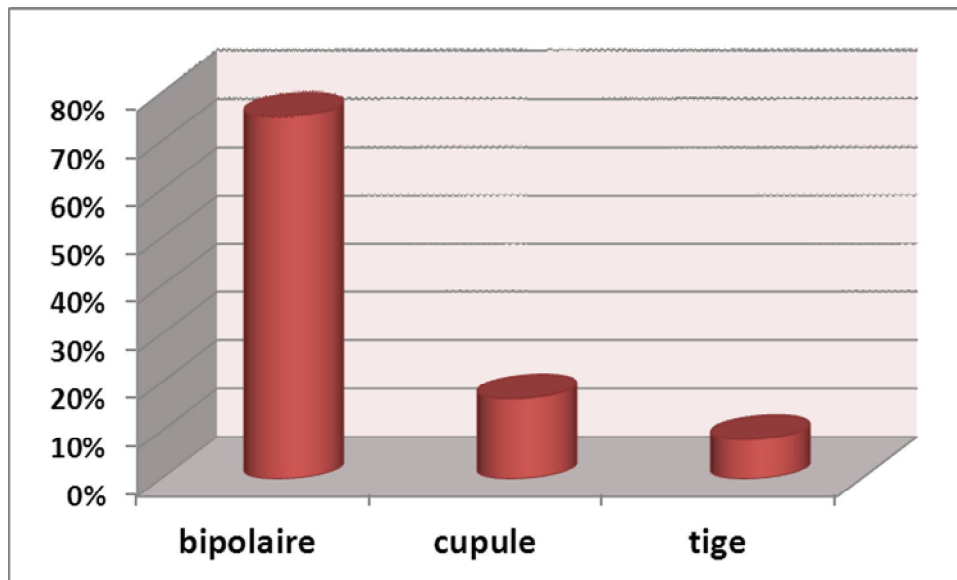


Figure 5 : Pourcentage du niveau du descellement des patients de notre série.

Nous remarquons que les descelllements bipolaires représentent 75% de tous les descelllements aseptiques, les descelllements cotyloïdiens représentent 16,7% alors que les descelllements fémoraux isolés ne sont trouvés que dans 8,3% des cas.

II. DIAGNOSTIC :

1 Clinique :

➤ La douleur :

La douleur est un symptôme présent chez tous les patients de notre série d'étude; mais d'intensité variable d'un malade à l'autre :

- Permanente : chez 6 malades.
- A la marche : chez 5 malades.
- Intense : chez un seul malade

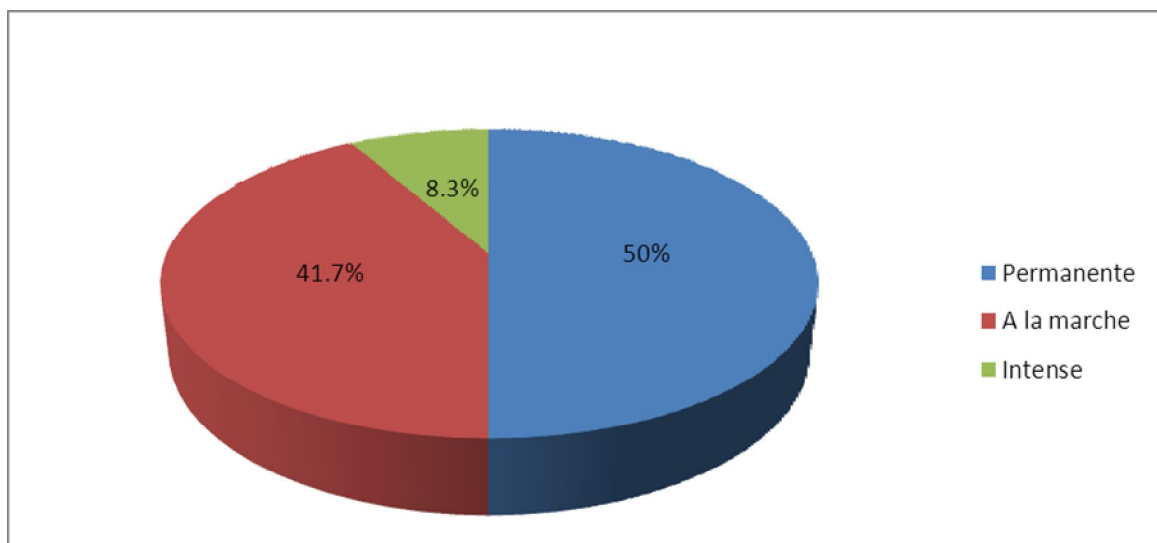


Figure 6 : Intensité de la douleur des patients en pourcentage.

➤ **La marche :**

Tous les patients de notre série d'étude ont eu recours à l'usage de béquille et/ou canne :

- Une seule béquille et/ou canne : chez 7 patients.
- Deux béquilles et/ou cannes : chez 5 patients.

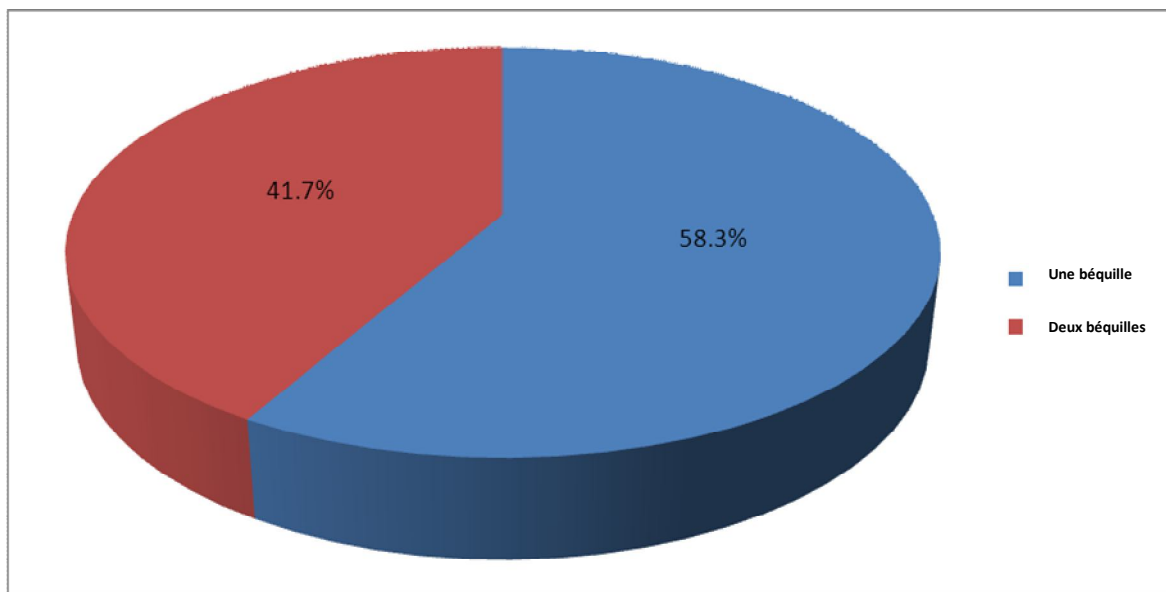


Figure 7 : Usage de béquille ou canne en pourcentage.

➤ **La mobilité :**

La conservation de la mobilité dans notre série est variable d'un patient à l'autre :

- Conservée : 2
- Limitation rot. Int. Et de la flexion : 6
- Légère limitation de la mobilité : 3
- Mobilité impossible : 1

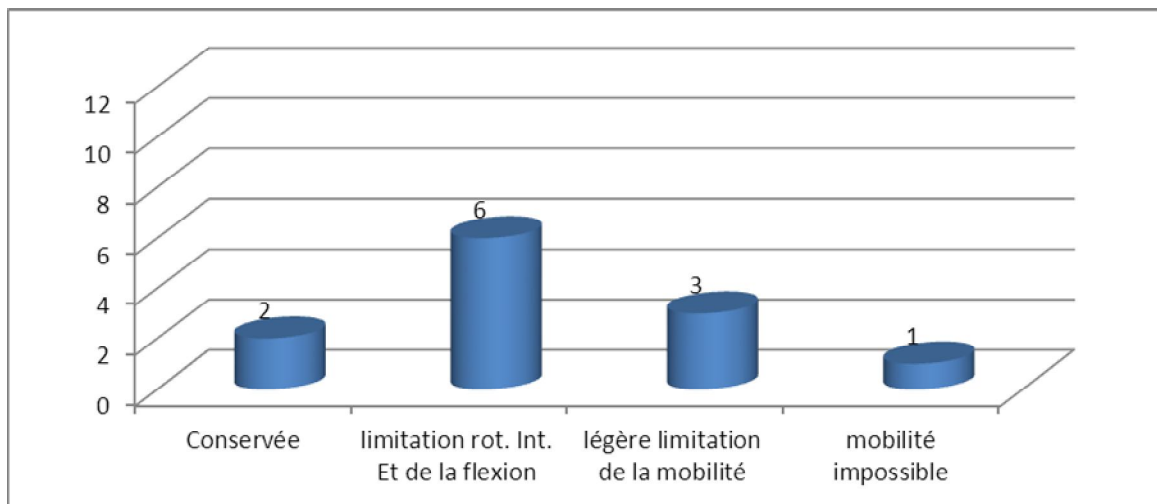


Figure 8 : Répartition des caractéristiques de la mobilité des patients de notre série.

2. Radiologie :

2.1 Radio standard :

- Le descellement se manifeste chez tous les malades de notre série par un **liseré** au niveau du cotyle et /ou la tige.
- -l'**ostéolyse** est observée chez 4 de nos malades.



Figure 9 : Radiographie du bassin de face :

Descellement du cotyle gauche.

(obs. 12)

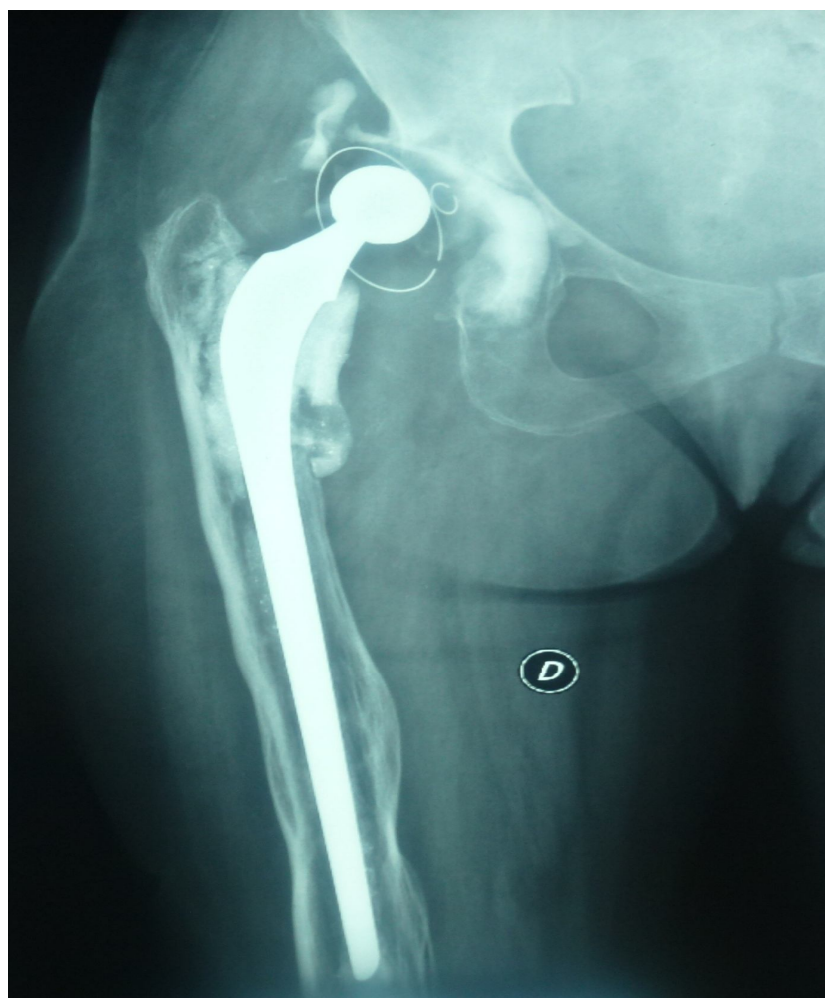


Figure10: Radiographie du bassin face:
Descellement du cotyle droit.
(obs 4)

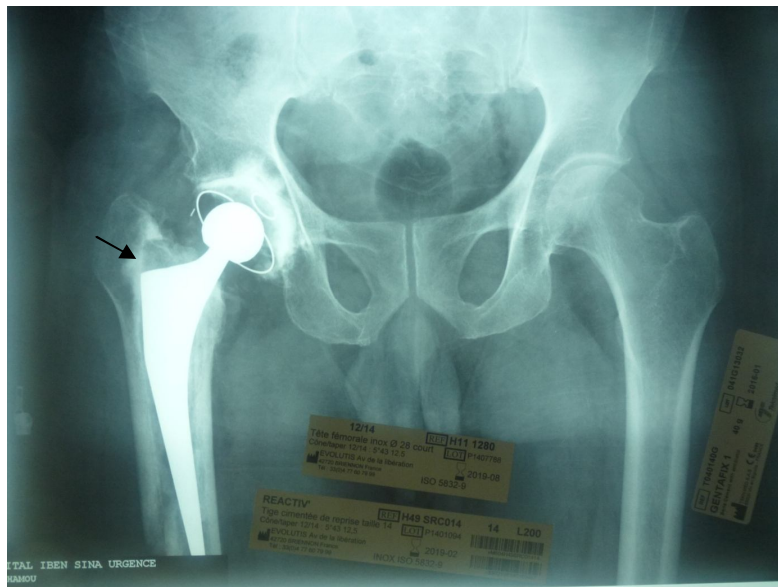


Figure 11 : Radiographie du bassin face:
Descellement de la tige.
(obs 8).



Figure 12: Radiographie du bassin face : coxarthrose bilatérale traitée par PTH
à droite compliquée d'un descellement. (obs.7)

- la TDM et la Scintigraphie n'ont été réalisées chez aucun de nos malades.

III. TRAITEMENTS ET RESULTATS :

1. Traitement :

1.1 Type d'anesthésie :

AG	9 cas
LR	3cas

Tableau 5 : Types d'anesthésie des patients de notre série.

L'anesthésie générale est réalisée chez 9 cas soit 75% , pendant que 3 cas ont bénéficié d'une rachianesthésie.

1.2 Voie d'abord :

Tous les malades ont été repris par la même incision initiale, c'est-à-dire la voie d'abord postéro-externe ou voie de **MOORE**.

1.3 Attitude thérapeutique :

Le traitement a intéressé les deux pièces prothétiques chez 9 malades, la pièce cotyloïdienne chez 2 malades et la tige chez un autre.

Dans notre série, les types de réimplantations qui ont été utilisés sont :

Rescellement simple	9 cas
Rescellement avec greffe osseuse	3 cas
Réimplantation avec anneau de soutien sans greffe	0 cas
Réimplantation avec anneau de soutien avec greffe	2 cas
Cotyle cimenté	9 cas
Fémur cimenté	6 cas

Tableau 6 : Types de traitement utilisé dans les descellements aseptiques.

1.3.1 Rescellement simple :

Cette technique a été utilisée dans 9 cas sur les 12 réimplantations soit 75%.



Figure 13 : Radiographie du bassin face :
Rescellement simple.
(obs.5)

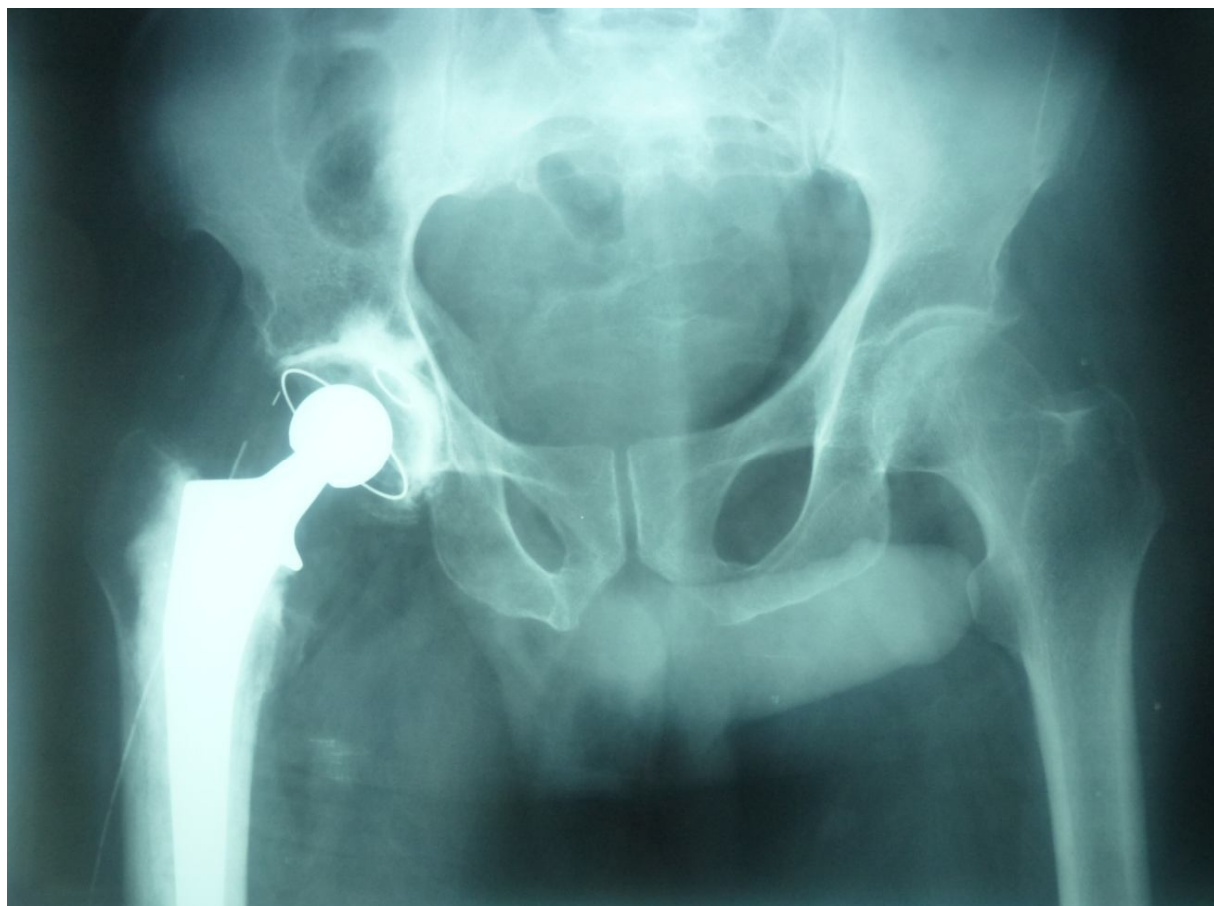


Figure 14 : Radiographie du bassin face :
Reprise d'un descellement par PTH cimentée.
(obs.2)

1.3.2 Rescellement après greffe osseuse :

Utilisé dans 3 cas, soit 25% devant une perte de la substance osseuse.

Le cotyle a été implanté directement comme s'il s'agissait d'une première implantation.

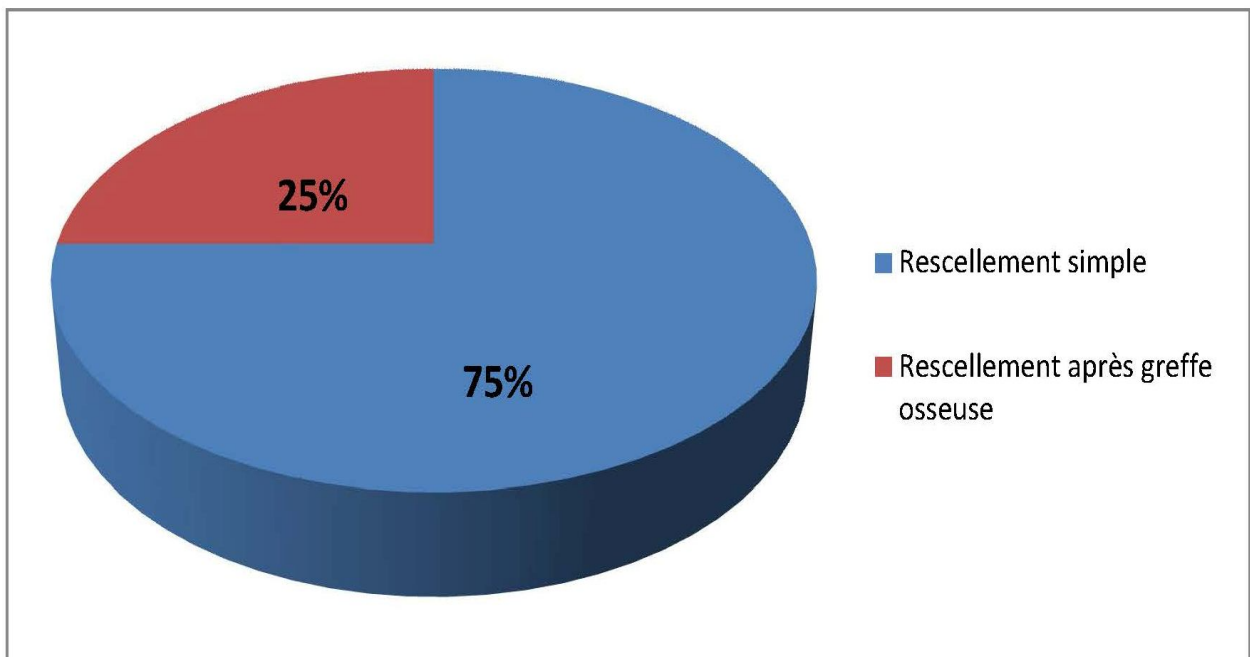


Figure 15 : Pourcentage du type de rescellement.

1.3.3 Réimplantation avec anneau de soutien associé ou non à une greffe osseuse :

L'anneau de soutien a été utilisé chez 2 de nos malades, soit dans 16,6% des cas, et dans les deux cas l'anneau de soutien a été associé à une greffe osseuse.



Figure 16 : Radiographie du bassin face: Reprise d'une prothèse descellée par une PTH avec greffe osseuse et anneau de soutien.(obs 11)

1.3.4 Type de rescellement simple :

- ❖ La cupule cimentée a été utilisée chez 9 cas soit 75%
- ❖ Dans 6 cas la tige a été cimentée soit 50%.

Tableau 7: Répartition des différents types de rescellement simple des patients de notre série.

	Cimentée	Non Cimentée	Non Changée
Cotyle	9	2	1
Tige	6	4	2

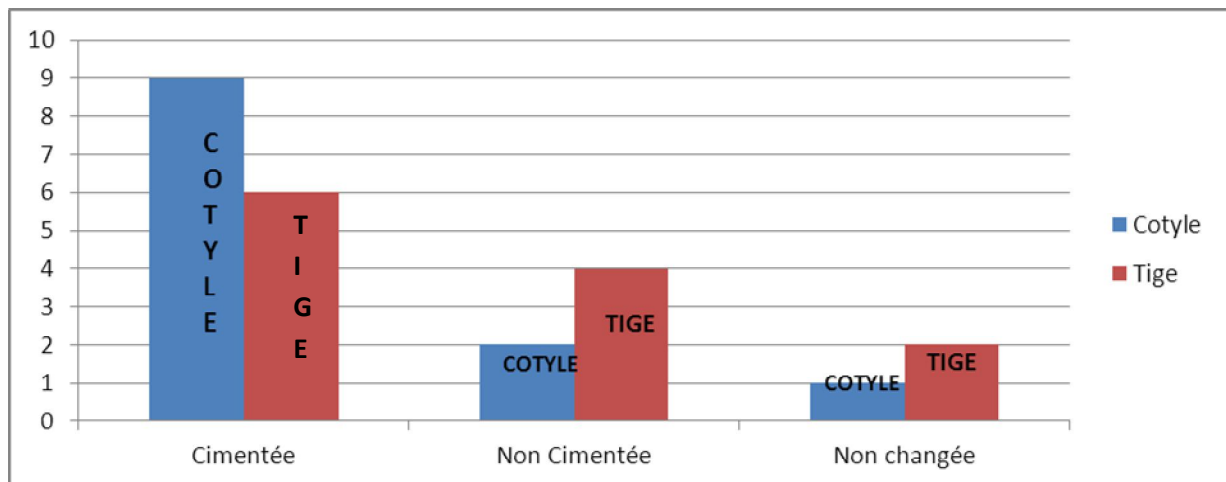


Figure 17 : Graphique illustrant la répartition des différents types de rescellement simple des patients de notre série

2. Résultat du traitement :

Après un recul moyen de 21 mois intéressant onze parmi les douze réimplantations (recul insuffisant pour le douzième malade), nous avons établi une estimation des résultats selon les critères de Merle d'Aubigné

Résultat obtenu	Nombre
Bon	7
Moyen	2
Mauvais	2

Tableau8 : Résultats des reprises des descellements

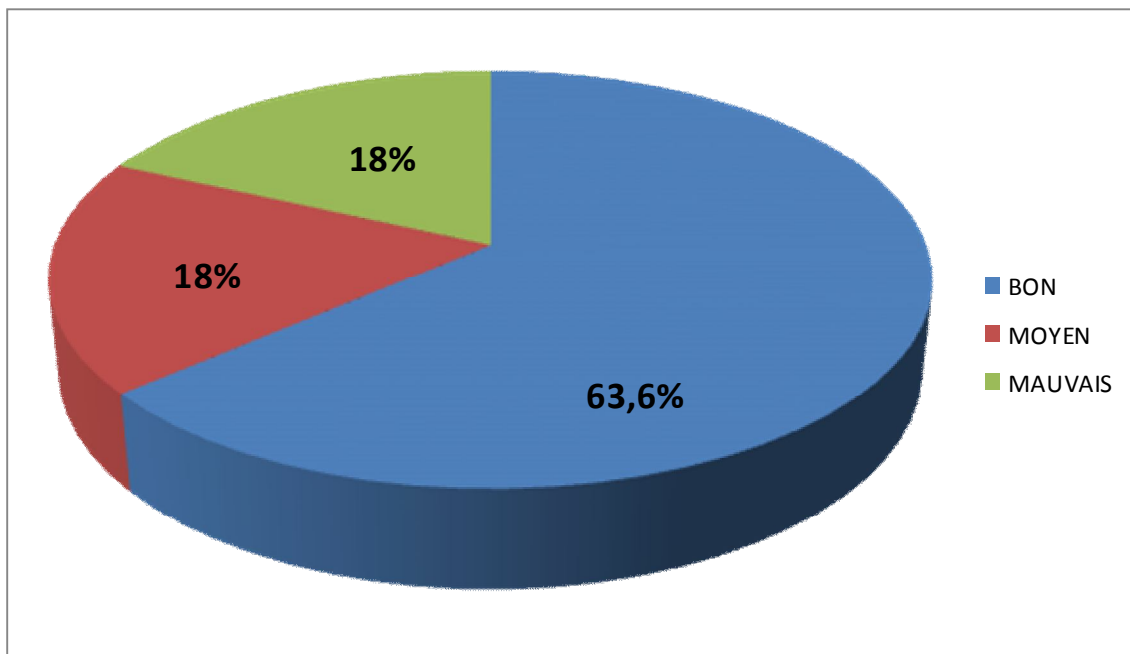


Figure 18 : Résultats des reprises des descellements en pourcentage.

Selon nos critères, nos résultats offrent une cotation moyenne de 14,63.

La diminution de la douleur a été nette dans notre série puisque pour 7 patients la hanche est devenue indolore.

63,6% des résultats ont été jugés bons, les résultats moyens représentent 18,2% identiques aux mauvais résultats.



Discussion

I. DEFINITION : 66

Étymologiquement est consacré par l'usage courant, sceller c'est fixer grâce à un lien quelconque (plâtre, ciment, plomb, résine...). Au sens strict du terme les prothèses non cimentées ne peuvent pas donc se desceller.

Descellement est synonyme de mobilité dans bien des cas. Mais tout comme une pierre descellée, peut se recoiner dans une position autre que celle où elle avait été fixée, une prothèse après rupture de sa fixation initiale, qu'elle soit cimentée ou non, peut en s'enfonçant dans le fût fémoral ou dans sa gaine de ciment, se recalcr plus ou moins solidement, parfois transitoirement, parfois d'une façon durable, quelques millimètres plus bas. Cette prothèse recalée, refixée est descellée puisqu'elle a quitté son site primitif d'implantation après échec de sa fixation initiale. Il faut donc considérer comme descellée toute prothèse dont la fixation a été un échec qu'elle qu'en soit la traduction clinique nulle ou patente.

II. HISTORIQUE :112

OLPEER semble bien être le premier à avoir décrit une voie d'abord de la hanche sectionnant le grand trochanter, sa technique utilisait depuis 1879 différait peu de celles actuellement pratiquées. (Il utilisait une incision arciforme horizontale à concavité supérieure et sectionnait le grand trochanter à la scie à amputation).

En 1890, **GLUCK** proposa auprès de l'association médicale allemande une prothèse articulaire formée d'une bille fixée sur un socle par vis d'acier.

En 1926, **HEYNOVES** créa une prothèse céphalique en ivoire.

En 1938, **URILLEN** met au point une prothèse cotyloïdienne et fémorale en acier.

En 1940, **MOORE** proposa une prothèse fémorale pour traiter une tumeur à myeloplaxe.

En 1946, **les frères JUDET**, pastiquèrent pour la première fois, la résection de la tête fémorale et son remplacement par une prothèse acrylique.

En 1947, **CHARNLEY, MAC KEE** et **FERRAR** ont utilisé du ciment comme matériel de fixation.

En 1962, et à la suite de multiples travaux sur la fixation limitée des implants dans l'os et sur les couples de friction que **JHON CHARNLEY** inventait sa première prothèse totale de la hanche à faible friction.

De nombreuses modifications ont été apportées au cours des 40 années au concept original « **low friction de charnley** », et des certains modèles de prothèses sont commercialisés

Ainsi **G. BOUSQUET** a mis au point en 1976 une cotyle dit double mobilité se composant d'une cupule métallique impactée dans le bassin et d'un insert enpolyéthylène qui est mobile dans cette cupule et qui est impacté sur la tête portée par l'implant fémoral. L'idée de base de la cupule de Bousquet était d'associer les avantages de deux systèmes différents et difficilement superposables :

Bénéficier d'une usure réduite de l'insert polyéthylène dans un principe de « **low friction** » telle que l'avait décrit **CHARNLEY**, et procurer une stabilité intrinsèque de l'articulation en réimplantant une "tête fémorale" aux dimensions proches de l'anatomie originelle du patient, principe de **MAC KEE-FERRAR**.

Le système à double mobilité se compose d'une cupule en acier inoxydable à fixation sans ciment et d'un insert polyéthylène mobile dans la cupule. On se trouve donc en présence de 2 articulations concentriques.

Les prothèses totales de hanche sur mesure sont apparues dans les années 90 lorsque les données TDM ont pu être utilisées dans les processus de conception et de fabrication assistées par ordinateur.

III. RAPPEL ANATOMIQUE DE LA HANCHE :

La hanche est l'articulation proximale du membre inférieure, c'est une énarthrose unissant deux surfaces articulaires : la cavité cotyloïde et la tête fémorale.

C'est l'articulation la plus puissante de l'organisme, à caractère mobile, solide, et sans laxité.

Sa situation profonde au sein des masses musculaires assurant sa motricité, explique la diversité des voies d'abord chirurgicales.

1. Les éléments osseux :

Ils sont représentés par l'acétabulum ou cavité cotyloïde et par la tête fémorale.

1.1L'acétabulum ou cavité cotyloïde :

C'est une cavité hémisphérique située au milieu de la face externe de l'os iliaque, délimitée par un rebord osseux : le sourcil cotyloïdien qui donne insertion au bourrelet cotyloïdien (Figure 19).

Cette cavité présente deux parties : une centrale non articulaire, et une périphérique articulaire en forme de croissant ouvert en bas (3,70).

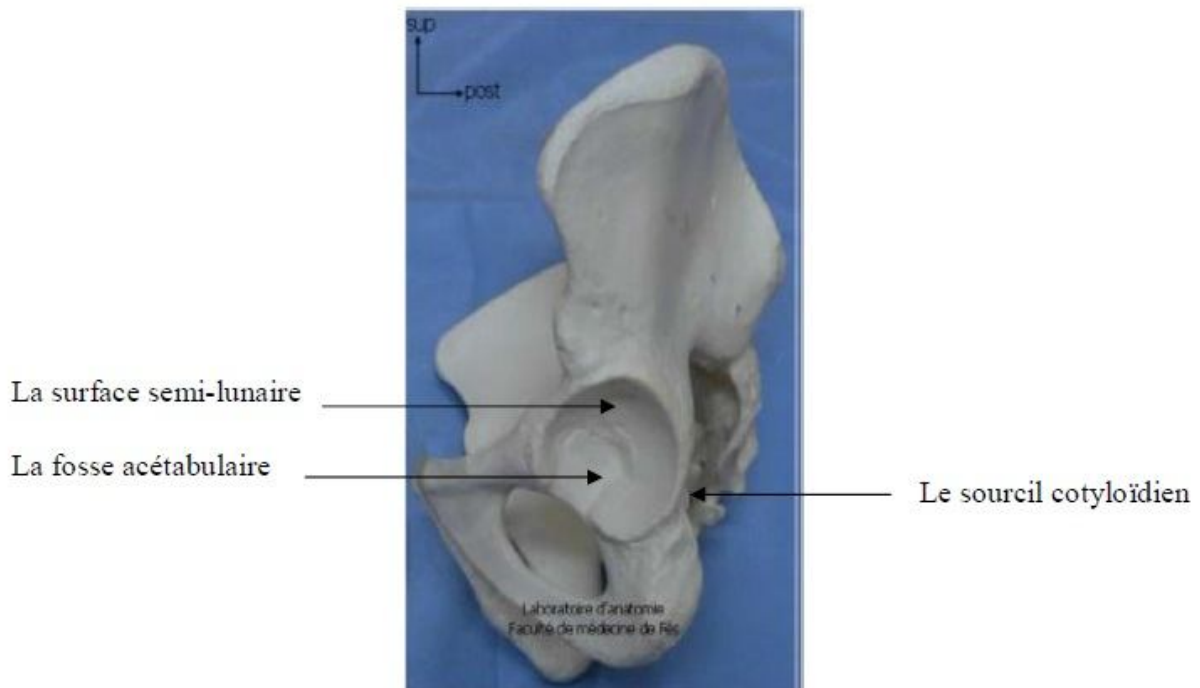


Figure 19: vue latérale de l'os coxal

1.2 La tête fémorale :

C'est une saillie arrondie d'environ les deux tiers d'une sphère de 40 à 50 mm de diamètre, regardant en haut, en dedans, et en avant.

Elle est creusée près de son centre, dans le quadrant postéro inférieur, par une fossette où s'insère le ligament rond (3,70,102).

Elle est reliée à la diaphyse fémorale par l'intermédiaire d'un cylindre aplati d'avant en arrière, rétréci en dedans et élargi en dehors, appelé col fémoral qui forme :

- Avec la diaphyse un angle d'inclinaison de 130° ;
- Avec le plan frontal un angle de 15° correspondant à l'antéversion du col fémoral (Figures 20).



Figure 20 : Laboratoire d'anatomie Faculté de médecine de Rabat

1.3 La capsule articulaire :

Elle a la forme d'un manchon fibreux cylindrique, très résistant, étendu entre le pourtour de la cavité cotyloïde et le col du fémur.

1.4 Le ligament rond :

Cordon fibreux, aplati, long d'environ 3 cm, intra capsulaire, il relie la tête fémorale à l'arrière fond de la cavité cotyloïde (Figure 21) (102).

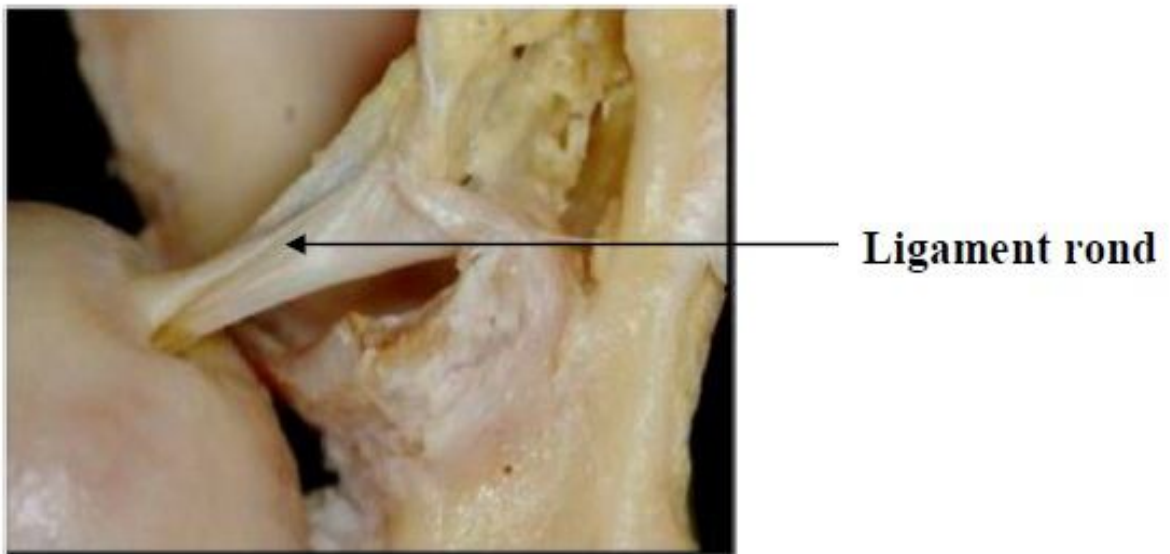


Figure 21 : Insertion du ligament rond(59)

1.5 Les ligaments de renforcement capsulaire (70):

1.5.1 Le ligament ilio-fémoral ou ligament de Bertin :

1.5.2 Le ligament pubo-fémoral :

1.5.3 Le ligament ischio-fémoral :

Ces moyens d'union assurent la stabilité passive de la hanche.

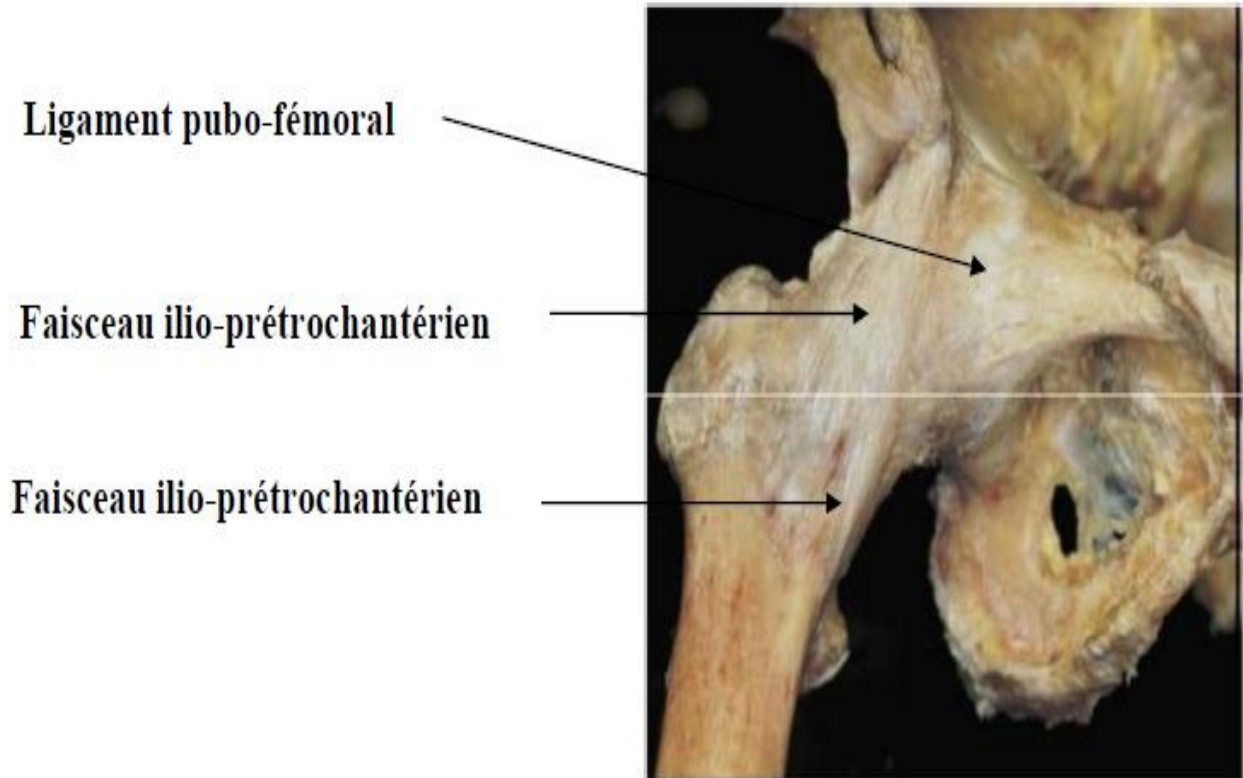


Figure 21 : Hanche droite vue de face (70)

IV EPIDEMIOLOGIE :

1. Age :

Série	VIVES	MELCHIOR et LC (82)	Notre série
Moyenne d'âge	60 ans	67 ans	59 ans

Tableau9 : Age des descellements aseptique en fonction des séries.

On remarque que les sujets de notre série sont relativement jeunes par rapport aux autres séries.

L'âge pourrait avoir une influence sur le descellement aseptique si l'on admet que les sujets jeunes sont à priori actifs et surmènent leurs prothèses.

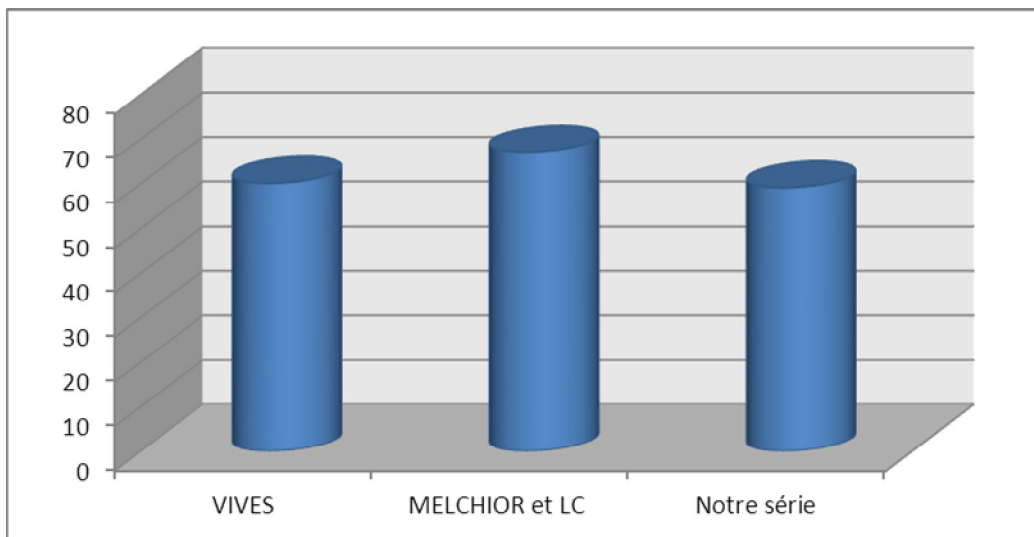


Figure22 : Moyenne d'âge des patients de notre série par rapport à la série de VIVES et MELCHIOR et LC.

2. Sexe :

Série	VIVES	MELCHIOR et LE COUTEUR	Notre série
% Hommes	35,64	29,2	58
% Femmes	64,36	70,8	42

Tableau 10 : Sexe des descellements aseptique en fonction des séries.

Dans notre série, le sexe masculin est légèrement prédominant contrairement aux séries de VIVES et de MELCHIOR où le sexe féminin représente respectivement 64,36% et 70,8%.

La détérioration du squelette receveur due à l'ostéoporose post-ménopausique expliquerait la plus grande fréquence des descellements féminins dans la littérature.

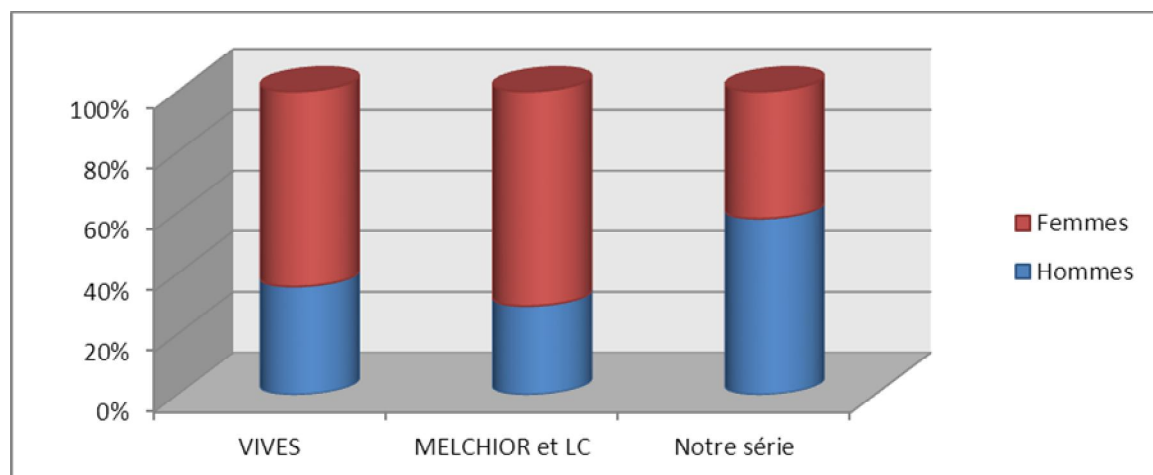


Figure 23 : Répartition des patients de notre série selon le sexe par rapport à la série de Vives et Melchior LC.

3. Délai du descellement :

Série	VIVES	MELCHIOR et LE COUTEUR	Notre série
Délai moyen	6 ans	12 ans	8 ans

Tableau 11 ; Délai du descellement aseptique en fonction des séries.

Les résultats de notre série rejoignent ceux de la série de MELCHIOR et LE COUTEUR où le délai moyen du descellement est de 12ans. Alors que dans la série de VIVES le délai moyen n'est que de 6 ans.

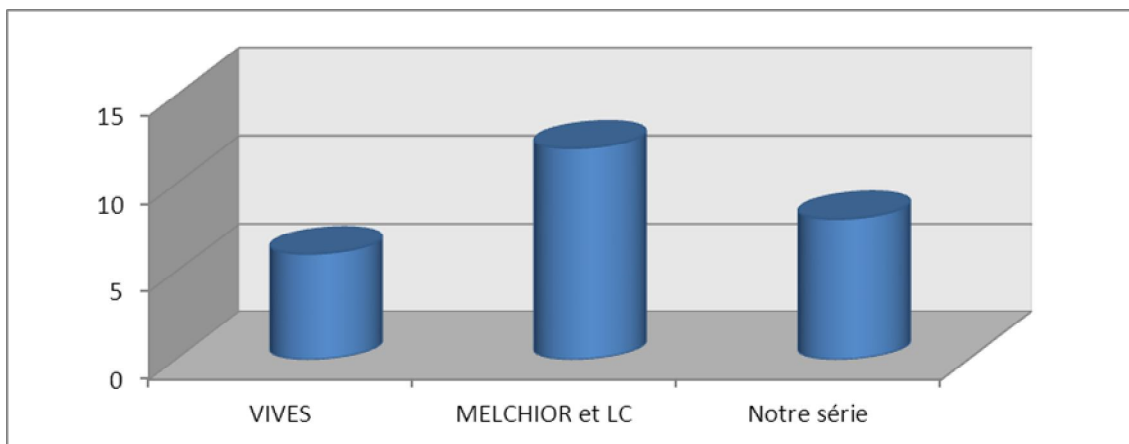


Figure 24 : Délai moyen du descellement des patients de notre série par rapport à la série de Vives et Melchior ET LC.

4. Niveau du descellement :

	VIVES	COURPIED	Notre série
COTYLOIDIEN	21,40%	83,40%	16,70%
FEMORAL	9,60%	0%	8,30%
BIPOLAIRE	70%	16,60%	75%

Tableau 12 : Niveau du descellement en fonction des séries.

Dans notre série, les descelllements aseptiques bipolaires sont les plus fréquents et représentent 75%, alors que les descelllements fémoraux isolés sont rares avec seulement 8,3%, ceci rejoint les résultats de la série de VIVES. Dans la série de COURPIED (32) les descelllements cotyloïdiens isolés sont les plus fréquents alors qu'aucun cas de descellement fémoral seul n'a été retrouvé.

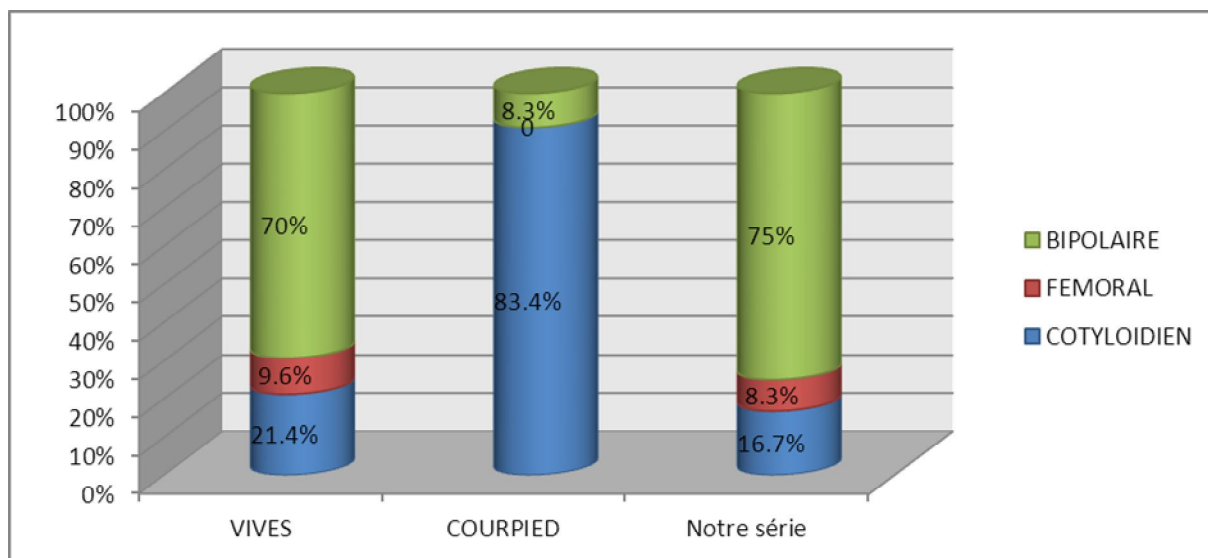


Figure 25 : Niveau du descellement des patients de notre série
Par rapport à la série de Vives et Courpiéd.

5. Stade du descellement : selon la classification SOFCOT (88)

Niveau	Série de SYNAVE [113]	Notre série
Fémur	Stade I : 36%	Stade I : 16,7%
	Stade II : 44%	Stade II : 50%
	Stade III : 17%	Stade III : 8,3%
	Stade IV : 4%	Stade IV : 8,3%

Tableau13 : stade du descellement aseptique du fémur en fonction des séries.

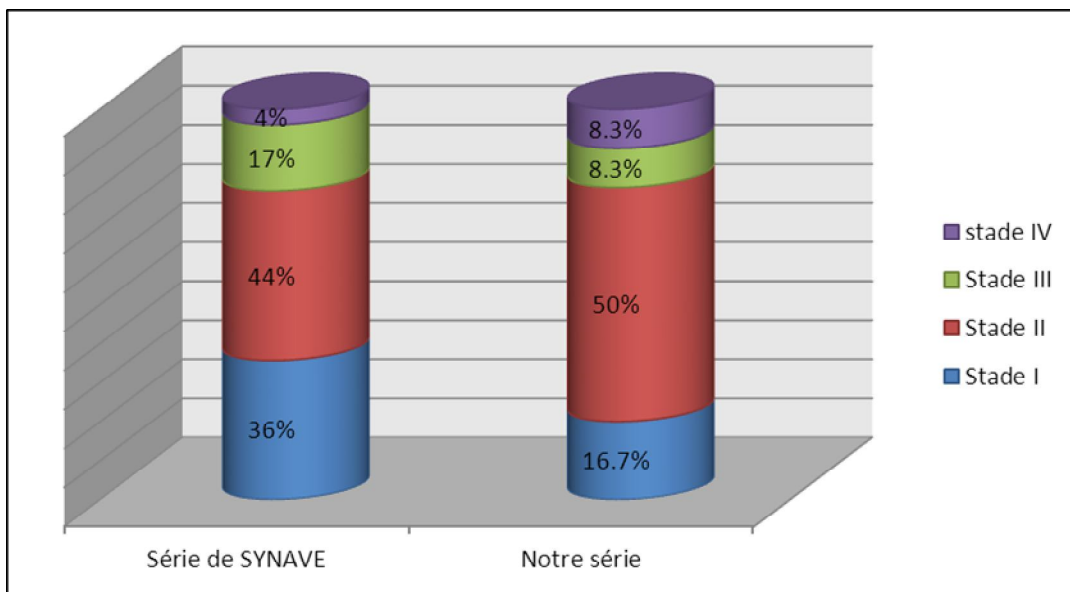


Figure 26 : Stade du descellement du fémur en pourcentage.

Niveau	MELCHIOR et LC	Notre série
Cotyle	Stade I : 4%	Stade I : 16,7%
	Stade II : 33%	Stade II : 42%
	Stade III : 52%	Stade III : 33,3%
	Stade IV : 11%	Stade IV : 0%

Tableau 14 : Stade du descellement aseptique du cotyle en fonction des séries.

Nous remarquons que du côté fémoral, le stade II est le plus fréquent au moment du diagnostic, ceci rejoint les constatations faites dans la série de SYNAVE.

Du coté cotyloïdien, le stade II prédomine, ce qui s’oppose avec les résultats obtenus par MELCHIOR et LC (où le stade III est prédominant).

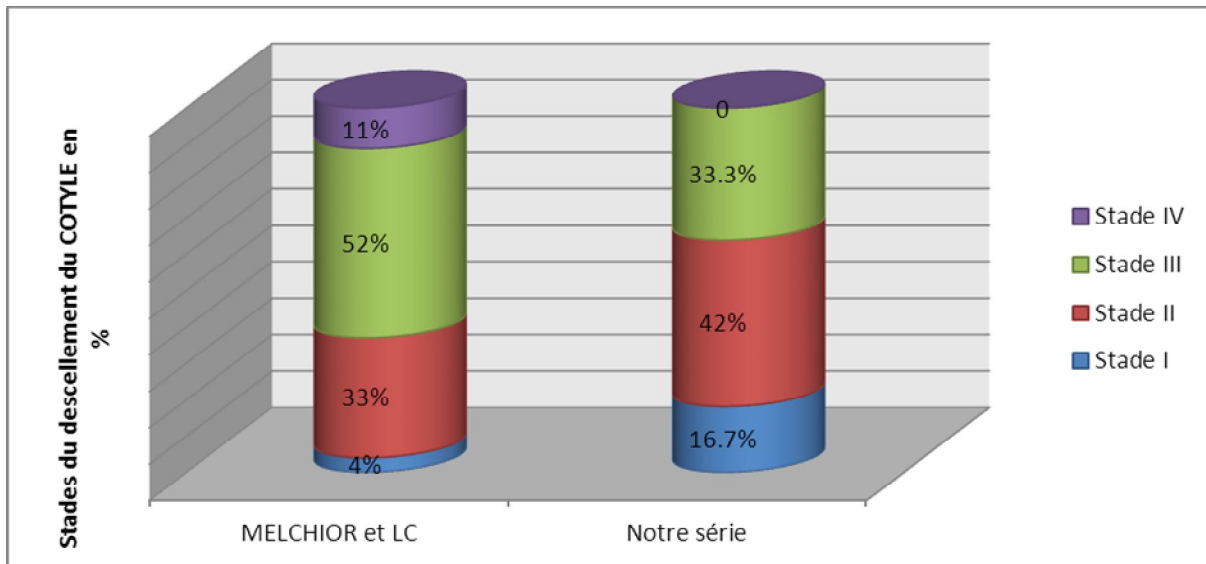


Figure 27 : Stade du descellement du cotyle en pourcentage.

6. Traitement :

La prise en charge du descellement aseptique de la PTH repose sur le remplacement systématique de la prothèse descellée par plusieurs voies d'abord.

6.1 Voie d'abord :

Dans notre série, tous les patients ont été repris par la même incision initiale, qui était une voie postéro-externe (voie de MOORE) et qui offre des avantages incomparables : (94)

- **Facilité d'apprentissage.**
- **Bonne exposition fémorale et cotyloïdienne.**
- **S'adapte à toutes les morphologies de patients et de fémurs.**
- **Permet une indolence rapide et une reprise précoce de la marche.**

l'abord de la hanche par trochantérotomie n'a pas été utilisé dans notre série. En effet, la fréquence des pseudarthrose du grand trochanter avec le risque de luxations itératives nous incite à la réserver aux cas où il existe d'importantes ossifications péri-prothétiques ou lors d'ankylose de la hanche, rendant difficile la luxation en rotation interne de la prothèse fémorale pour éviter toute fracture du fémur par torsion, la voie d'abord antérieure doit être réservée aux cas où un abord endo-pelvien est nécessaire pour réaliser l'extraction d'un plot de ciment ou d'un cotyle protrus.

6.2 Attitude thérapeutique

Techniques \ Séries	BICHAT	VIVES	Notre série
Rescellement simple	63%	50%	75%
Anneau de soutien	30%	40%	16,6%
Greffe osseuse	13,40%	25%	25%

Tableau15: Attitude thérapeutique selon les series

La technique la plus utilisée dans notre série était le rescellement simple couvrant 75% des reprises, associé à un cotyle cimenté dans 100% des cas et un fémur cimenté dans 50% des cas. Alors que dans la série de BICHAT le rescellement simple représente 63%.

Trois patients ont bénéficié de greffe osseuse, soit 25% alors que dans la série de BICHAT 13.40% des cas ont bénéficié de cette technique.

Deux patients ont bénéficié d'un anneau de soutien (avec greffe osseuse), soit 16.6% alors que dans la série de BICHAT 30% ont bénéficié de cette technique.

Le rescellement simple a été utilisé chaque fois que l'apport osseux ne paraissait pas nécessaire devant un cotyle continent, il fait appel au ciment comme dans une première prothèse.

Le problème rencontré dans ces cas est celui de la médiocrité de l'ancrage du ciment sur un os qui est souvent scléreux et lisse.

Un rescellement après greffe osseuse a été pratiqué chez un seul patient, c'est-à-dire 8.3%.

7. Résultat du traitement :

Les résultats ont été appréciés pour onze parmi les douze patients avec un recul moyen de 21 mois. Dans cette série l'amélioration des reprises a été nette sur la douleur puisque 7 patients présentaient une indolence totale, avec un résultat fonctionnel satisfaisant, représentant 63.6% de bons résultats.

Les résultats de deux réimplantations ont été jugés moyens, alors que deux autres ont donné de mauvais résultats, soit un pourcentage de 18.2% qui est largement supérieur à celui de la série de VIVES qui n'est que de 7.8%.

V -LES INDICATIONS DE LA PTH :

Les indications de la PTH restent dominées par la coxarthrose [26], mais l'objectif de la PTH étant de lutter contre la douleur et d'améliorer la fonction de la hanche, elle trouve sa place dans beaucoup d'autres pathologies traumatiques et dégénératives de la hanche.

1. La coxarthrose :

La coxarthrose est une maladie articulaire chronique caractérisée par une détérioration structurale du cartilage articulaire [4].

Elle peut être essentielle, ou secondaire.

1.1 La coxarthrose essentielle : [34]

C'est une atteinte du cartilage sans cause décelable, d'évolution est progressive, habituellement lente, localisée dans les zones de contrainte maximale de l'articulation, c'est-à-dire polaire supérieure ou supéro-interne. Les premières manifestations sont des douleurs d'allure mécanique survenant après effort (marche, station debout, port de charges) qui augmentent avec le temps en fréquence, en durée et en intensité.

L'évaluation clinique et fonctionnelle de la coxarthrose repose sur :

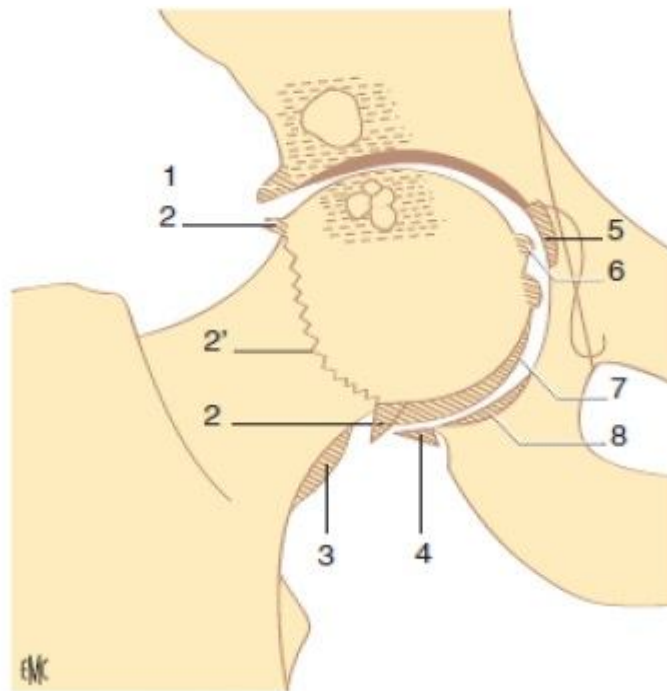
L'indice algofonctionnel de Lequesne qui prend en compte la douleur, la marche, et les difficultés de la vie quotidienne.

L'indice fonctionnel de Postel-Merle d'Aubigné basé sur la douleur, la mobilité et la marche.

Sur le plan radiologique, l'évaluation se base sur un cliché de bassin de face et un cliché de faux profil de Lequesne. Les signes radiologiques regroupent les quatre signes suivants :

- L'ostéophytose,
- Le pincement de l'interligne,
- L'ostéocondensation,
- Les géodes.

Ces signes peuvent être associés ou isolés (Figure : 28).



Les quatre signes radiographiques de la coxarthrose.
Ostéophytose. 1. Avant-toit ; 2. ostéophytose marginale céphalique, qui est la coupe optique de la collerette péri-capitale (2') ; 3. hamac ostéophytique sous-cervical ; 4. seuil ; 5. double-fond ; 6. ostéophytose périfovéale ; 7. ostéophytose d'enfouissement du cartilage inféro-interne ; 8. corne bordante.
Pincement de l'interligne (ici supéroexterne).
Ostéocondensation.
Géodes.

Figure 28 : Les signes radiographiques de la coxarthrose.

Le traitement chirurgical de la coxarthrose en plus de l'arthroplastie totale de la hanche peut faire appel à des techniques conservatrices [58, 114]. Le principe général commun à toutes ces techniques est l'amélioration des conditions mécaniques de fonctionnement de l'articulation.

❖ Butée ostéoplastique de hanche :

- Ostéotomie de Chiari :

Elle consiste en un agrandissement de la cavité articulaire par la réalisation d'une ostéotomie pelvienne supra cotyloïdienne.

- Ostéotomies péri cotyloïdiennes de réorientation :

Proposées chez l'adulte par Ganz [114]. Elle consiste en une triple ostéotomie péri cotyloïdienne, permettant le repositionnement du cotyle sur la tête fémorale, accroissant les surfaces articulaires en charge et dans certains cas s'accompagnant d'une légère médialisation de la hanche.

1.2 La coxarthrose secondaire :

1.2.1 Coxarthrose sur dysplasie : [31,103]

Ce sont les anomalies constitutionnelles du cotyle ou de la tête fémorale qui modifient la répartition des charges et augmentent les contraintes sur le cartilage, favorisant ainsi son altération.

On distingue deux formes de coxarthrose post-dysplasique :

❖ Les malformations luxantes :

On distingue :

- La dysplasie simple ;

- La subluxation ;
- La luxation intermédiaire ;
- La luxation haute.

Le diagnostic de dysplasie se fait par analyse radiographique de l'extrémité supérieure du fémur au niveau de laquelle il faut chercher :

- Une coxa valga : lorsque l'angle cervico diaphysaire CC'D dépasse 127° ;
- Une coxa antétorsa : lorsque l'angle de déclinaison dépasse 10° .

Mais également au niveau du cotyle où il faut chercher :

- Une insuffisance de couverture externe du toit : elle porte soit sur :
 - La largeur : angle VCE de Wiberg inférieur à 20°
 - L'obliquité : angle de pente du toit HTE supérieur à 13° .
- Une insuffisance de couverture antérieure du toit : qui se traduit par un angle VCA inférieure à 20° sur le faux profil de Lequesne.

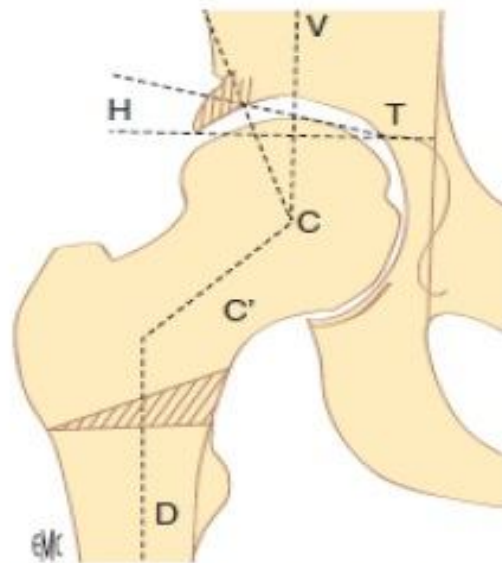


Figure 29 : Angles « frontière » entre hanche normale, hanche limite et dysplasique : HTE : 12° ; VCE : 20°, CC'D ; 140°. En strié : la butée corrigeant l'insuffisance cotyloïdienne éventuelle et le coin fémoral de soustraction interne permettant l'ostéotomie de varisation corrigeant la coxa valga éventuelle.

Toutes ces arthroses sur dysplasie évoluent en trois stades de Mourgues :
[103]

- Le stade de dysplasie : stade 0 de Mourgues
- Le stade de chondrose : stade I de Mourgues
- Le stade d'arthrose post-dysplasique : stade II et III de Mourgues

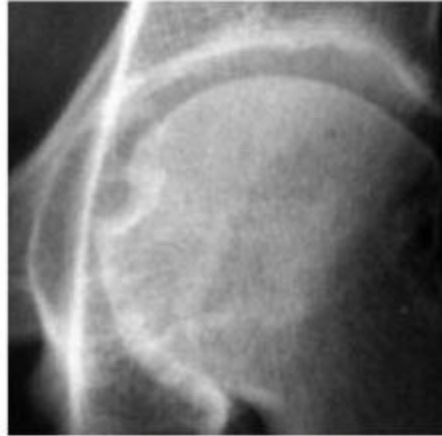


Figure 30 : Protrusion acétabulaire : débord important de l'arrière-fond en dedans de la ligne ilio-ischiatique. Coxarthrose débutante : ostéophytose périfovéale et inféro-interne.

La migration interne de la tête fémorale peut présenter plusieurs degrés :

- La dysplasie simple ;
- Le premier degré de protrusion: caractérisé par le croisement de l'arrière fond et la ligne ilio-ischiatique qu'elle déborde de plus de 3mm ;
- Le deuxième degré de protrusion caractérisé par le dépassement de la ligne ilio ischiatique sur une distance supérieure à 3 mm et inférieure à 5mm ;
- Le troisième degré de protrusion caractérisé par le dépassement de la ligne ilio-ischiatique sur une distance supérieure à 5mm.

1.2.2 Coxarthrose post-traumatique:

C'est une coxarthrose qui survient après une fracture du cotyle ou une fracture du col fémoral ou une luxation de la hanche. Il faut citer également les traumatismes de la coxo-fémorale sans fracture ; c'est la coxopathie par contusion.

2. Les coxites :

2.1 Les coxites inflammatoires

Spondylarthrite ankylosante, polyarthrite rhumatoïde : [97]

Les coxites inflammatoires de la spondylarthrite ankylosante et de la polyarthrite rhumatoïde sont invalidantes et entravent la vie socioprofessionnelle de sujets souvent jeunes. L'attitude thérapeutique est franchement chirurgicale faisant appel à l'arthroplastie totale de hanche, qui a révolutionné le traitement de ces coxites et dont la qualité des résultats répond de mieux en mieux à l'attente du patient et du chirurgien.

2.2 Les autres coxites:

Les coxites infectieuses de l'enfance peuvent après la guérison, laisser des surfaces articulaires déformées et non congruentes, donc prédisposées à l'arthrose tel que : Osteo arthrite tuberculeuse, Arthrite juvénile idiopathique, rhumatisme psoriasique.

3. La nécrose aseptique de la tête fémorale :

[105, 104, 110]

Les ostéonécroses aseptiques sont la conséquence de la nécrose ischémique des divers contingents cellulaires d'un secteur osseux. La cause directe de l'ONTF en dehors de l'origine traumatique est difficile à établir mais il existe des facteurs de risque notamment : corticothérapie au long cours, l'alcoolisme, les dyslipidémies, les ostéonécroses dysbariques, la drépanocytose.

Les signes radiologiques évoluent en quatre stades d'Arlet et Ficat :

- Stade I : Radiographie normale ;
- Stade II : Ostéocondensation segmentaire céphalique isolée. Sans modification des contours de la tête fémorale ni de l'interligne articulaire ;



Figure 31 : Stade II

- **Stade III** : perte de la sphéricité de la tête qui correspond à l'affaissement de la zone nécrosée séquestrée.



Figure 32 : Stade III

- **Stade IV** : stade d'arthrose avec pincement de l'interligne articulaire et développement des ostéophytes.



Figure 33 : Stade IV

L'imagerie par résonance magnétique permet un diagnostic précoce de l'ONTF

Le traitement est médical au début faisant appel aux AINS avec une décharge de la hanche atteinte pendant un à plusieurs mois, certains auteurs utilisent les vasodilatateurs.

Le traitement chirurgical conservateur peut consister en un forage simple ou associé soit à une greffe spongieuse prélevée de l'épiphyse fémorale, une greffe de moelle ou un greffon vascularisé à partir du péroné. Il peut consister en une ostéotomie inter trochantérienne de flexion.

4. Les autres indications :

4.1 Luxation congénitale de la hanche

4.2 Épiphysiolyse fémorale supérieure

4.3 L'ankylose de la hanche: [59]

4.4 Autres situations :

4.5 La synovite villo-nodulaire, une tumeur maligne ou bénigne de la hanche.

VI LES DIFFERENTS TYPES DE LA PTH : [1,40,81]

La PTH est un implant qui permet le remplacement des deux surfaces articulaires de l'articulation coxo-fémorale.

Une PTH est composée de :

- Une tige avec col ;
- Une tête indépendante de la tige ou non ;
- Un cotyle.

Pour définir les différentes familles de PTH, le classement peut se faire selon:

- Les différents matériaux de la structure ;
- Les différentes formes ;
- Les moyens de fixation ;
- Les couples de frottement ;

Les matériaux utilisés pour l'élaboration d'une prothèse doivent être biocompatibles, résister à la corrosion et aux fractures de fatigue du matériel.

Trois familles de matériaux sont utilisées : les métaux, les céramiques et les polymères

Les métaux les plus utilisés sont les aciers inoxydables, les alliages chrome cobalt et les alliages de titane. La tige fémorale des prothèses non cimentées est le plus souvent métallique et en particulier en alliage de titane. Les céramiques sont généralement l'alumine et le zircon.

Enfin, le principal polymère utilisé pour des applications orthopédiques est le polyéthylène.

Le classement selon le mode de fixation des PTH à l'os permet de détacher trois groupes :

- Les prothèses cimentées;
- Les prothèses non cimentées;
- Les prothèses hybrides.

1. Les prothèses cimentées :

L'emploi du ciment a été un progrès décisif dans la réalisation des arthroplasties, grâce à lui la prothèse de hanche a connu un développement important. Le ciment acrylique remplit son contrat, il adapte le contenant au contenu en comblant et en épousant les cavités osseuses recevant les pièces prothétiques. il stabilise la prothèse de façon immédiate.

1.1 Prothèses de Mac KEE-FERRAR :

C'est une prothèse utilisant deux pièces métalliques, la pièce cotyloïdienne possède des points d'ancrage en dent de scie, cette prothèse se caractérise par :

- Un coefficient de friction élevé.
- Un angle cervico-diaphysaire = 130° .
- Une faible base de levier.

1.2 Prothèse de CHARNLEY :

C'est une prothèse métaloplastique, la pièce cotyloïdienne en polyéthylène RCH 1000 AUX cannelures concentriques et cavité articulaire de 22,2mm.

La pièce fémorale est en acier inox ou en alliage chrome-cobalt, la sphère céphalique à un diamètre de 22,5mm.

1.3 Prothèse de CERAVER-OSTEAL :

La tige fémorale est en alliage de titane, TiA6V4, deux fois plus souple que l'acier ou le chrome-Cobalt.

Le couple de frottement comporte une tête et un cotyle en céramique d'alumine.

1.4 Prothèse d 'Aufranc -Turner

1.5 Prothèse de Muller

2. Les prothèses non cimentées :

Le ciment permet une bonne fixation des pièces prothétiques à l'os, mais il présente plusieurs inconvénients :

- Les accidents cardio-respiratoires.
- Responsabilité des particules du ciment de réactions inflammatoires.
- La migration des débris entre ciment et os et entre ciment et prothèse.
- L'ablation du ciment n'est pas facile et la trophicité de l'os après ablation n'est pas bonne.

Ceci a motivé la recherche de nouvelles perspectives et le développement de prothèses non cimentées.

Les prothèses sans ciment doivent garantir deux impératifs :

- Une stabilité primaire : vérifiée en per opératoire
- Une stabilité secondaire assurée par l'ostéo-intégration.

2.1 Les précurseurs :

Judet dans les années 70, avait commencé à utiliser sa prothèse sans ciment «orométal». Lord a proposé sa prothèse « madréporique » en chrome cobalt qui permet une stabilisation meilleure.

2.2 Les prothèses actuelles :

2.2.1 Au niveau du cotyle

a. Les cupules vissées

Elles comportent un filetage sur leur face externe, elles progressent comme une vis au contact intime de l'os.



Figure 34 : Cupule vissée

b. Les cupules impactées :

Le principe de fixation primaire repose sur l'encastrement en force d'une cupule légèrement surdimensionnée.



Figure 35 : Cupule impactée

c. Les cupules à double mobilité :

Elles se distinguent des autres cupules par la mobilité de l'insert en polyéthylène dans la cupule.



Figure 36 : La cupule double mobilité

2.2.2 Au niveau du fémur :

- Les tiges autobloquantes utilisées dans la prothèse SCL ou Zwey-Muller, ont un mode de fixation primaire reposant sur le blocage diaphysaire par effet de coin, et assurent également un remplissage métaphysaire suffisant pour réaliser, lors de l'implantation, un blocage de type « press-fit ».
- Les tiges anatomiques parmi lesquelles on cite les prothèses ABG (HOWMEDICA)
- Les tiges vissées.

VII LES COUPLES DE FROTTEMENTS : [5,14,100,57,81]

1. Le couple métal-polyéthylène :

C'est le couple classique le plus utilisé à travers le monde.

1.1 Le polyéthylène :

Le polyéthylène est un polymère thermoplastique. En tant que polymère, il est constitué de l'association de molécules d'éthylène C_2H_4 qui s'assemblent pour former de très longues chaînes.

Les paramètres significatifs influant sur l'usure du PE conventionnel sont :

- L'épaisseur du polyéthylène ;
- Le diamètre de la tête ;
- L'activité du patient et l'âge (plus de trois millions de cycles par an chez un sujet actif) ;
- Le métal-back et la modularité du cotyle ;
- La restitution de l'offset.

1.2 Les matériaux:

Plusieurs matériaux ont été utilisés en friction avec le polyéthylène : l'acier inoxydable, l'alliage de cobalt-chrome, céramique d'alumine, titane, céramique de zircone.

2. Le couple métal-métal :

Ce couple métal-métal parfaitement bien conçu a l'avantage de diminuer considérablement l'usure évaluée à 25 microns pendant la première année.

3. Le couple alumine-alumine :

L'alumine est un matériau résistant (550M pascals), très rigide et possède une bonne conduction thermique. Les données générales confirment que le couple de frottement alumine-alumine est le plus performant avec une usure de 0,005 mm par million de cycles et une usure linéaire de cinq microns par an.

4. La cupule double mobilité :

C'est à Gilles Bousquet que revient le mérite d'avoir défini le concept original de la double mobilité. La tête prothétique est mobile dans un polyéthylène rétentif, lequel reste libre dans une cupule métallique.

Ce concept de double mobilité permet, en matière d'arthroplastie totale de hanche, d'obtenir des amplitudes articulaires qu'aucun autre système ne permet d'atteindre, et autorise une très grande stabilité articulaire comme aucun autre système. Il permet également de diminuer la transmission des contraintes à l'interface, avec l'os receveur.

	Métal-métal	Céramique- polyéthylène	Métal- polyéthylène	Céramique- céramique
avantages	<ul style="list-style-type: none"> - Résiste à l'usure - Évite l'ostéolyse - Resurfaçage possible 	<ul style="list-style-type: none"> - 20 ans de recul 	<ul style="list-style-type: none"> - 25 à 35 ans de recul 	<ul style="list-style-type: none"> - Résiste à l'usure - Évite l'ostéolyse
usure	0,001 à 0,003 mm/an	0,09 à 0,2 mm/an	0,1 à 0,3 mm/an	0,001 à 0,005 mm/an
inconvénients	<ul style="list-style-type: none"> - Ions - chrome /cobalt - Risque - immunoallergique 	<ul style="list-style-type: none"> - débris de polyéthylène - ostéolyse - grand diamètre impossible 	<ul style="list-style-type: none"> - débris de polyéthylène - ostéolyse 	<ul style="list-style-type: none"> - fracture du céramique - grincement- resurfaçage impossible grand - diamètre impossible

Tableau 16 : Avantages et inconvénients des différents matériaux des couples de frottements.

VIII LES CAUSES DES DESCELLEMENTS ASEPTIQUES :

Le descellement aseptique peut être considéré comme une véritable maladie iatrogène liée à l'implantation d'une prothèse totale de hanche. Il correspond au facteur limitant essentiel de la longévité des arthroplasties totales de hanche.

1. Les facteurs de descellement :

➤ Le patient

Le très Jeune âge (30,48), l'obésité (23,128), l'activité physique intense (134) sont des facteurs favorisant ainsi que l'implantation d'une prothèse sur une hanche non vierge (38).

➤ Le scellement

Le scellement prothétique entraîne une nécrose osseuse au niveau du site d'implantation. Cette nécrose est due à la dévascularisation osseuse par le passage des râpes, à la toxicité locale du monomère, à la réaction thermique et l'hyper pression qui accompagnent la polymérisation du ciment (9).

➤ Le ciment

Soumis à la fréquence importante des contraintes notamment en torsion (101,127), il se fragilise progressivement à l'interface implant-ciment et entraîne la libération de débris d'usure, responsables d'une réaction à corps étranger, source d'une ostéolyse progressive (138,139). Il s'y associe également une dégradation des propriétés mécaniques avec le temps (96).

➤ **L'implant**

Un dessin inadapté de l'implant fémoral peut entraîner un excès de contraintes sur le ciment aboutissant à une fragmentation du ciment ou une mauvaise transmission des contraintes sur le support osseux cortical, source d'ostéolyse progressive par « **Stress - Shielding** ». L'ostéolyse peut également être due à l'usure du couple de frottement utilisé avec libération de débris de polyéthylène et formation d'un granulome.

➤ **Le chirurgien**

Le positionnement approximatif des implants, en varus notamment⁸⁴, ainsi que la technique de scellement et de cimentage influent naturellement sur la longévité de l'arthroplastie (51).

2. La perte osseuse péri-prothétique:

La perte osseuse péri-prothétique peut être due au remodelage adaptatif de l'os, à l'ostéolyse ou à l'association des deux.

➤ **Le remodelage adaptatif de l'os**

Il se caractérise par une atrophie corticale proximale de sévérité variable. Elle intéresse aussi bien les tiges cimentées que non-cimentées. La modification de la distribution des contraintes qui suit l'implantation d'une tige prothétique dans un fémur, entraîne une altération de l'environnement mécanique local et un changement de l'architecture osseuse.

➤ **L'ostéolyse**

L'ostéolyse péri-prothétique peut être globale ou focale, elle intéresse les implants descellés cimentés (18) et non-cimentés. L'atteinte focale peut toucher les implants non descellés cimentés (99) ou non cimentés (83). Elle correspond le plus souvent aux zones de déficience en ciment pour les arthroplasties cimentées (84).

L'examen microscopique des produits de tiges descellées retrouve au sein d'un stroma tissulaire fibreux, des fragments de macrophages, des cellules géantes, des particules de polyméthylméthacrylate et des débris de métal avec une apparente réaction à corps étranger (92). La présence de polyméthylméthacrylate (ciment) au sein de ce tissu fibreux a initialement conduit au concept de « maladie du ciment » (63). La présence de ce même tissu à l'interface implant-os sur des tiges non-cimentées a fait évoluer ce concept vers celui de « maladie des particules », englobant la réaction aux débris de polyméthylméthacrylate mais aussi de métal et de polyéthylène.

3. Physiopathologie du descelllement aseptique :

3.1 Les divers éléments en présence :

3.1.1 L'os et ses modifications :

Plusieurs facteurs entraînent des modifications du support osseux. Ce sont les déviations des contraintes liées à la taille et à la nature des implants et la résorption osseuse liée aux débris générés par la prothèse. La diminution de la densité de l'os enfin, conséquence de l'âge, a fait l'objet de développements très récents.

La porosité de l'os compact diminue après arthroplastie totale et ne fait que s'aggraver avec le temps (67,89). Une baisse significative de la densité osseuse est détectée par absorptiométrie biphotonique dans les 3ans qui suivent la réalisation d'une prothèse totale de la hanche et se poursuit 7 à 14 ans après celle-ci. Ces altérations qui s'étendent sur toute la hauteur du pivot et cessent 2 à 3 cm sous le bouchon distal pourraient entraîner des microfractures responsables de la mobilisation de l'implant au fil des années.

3.1.2 Le ciment et son comportement :

Maillon le plus faible du système pour certains, irremplaçable bien qu'améliorable pour d'autres, le ciment a fait l'objet d'une littérature abondante. Nous n'envisagerons que ses propriétés mécaniques.

Le ciment acrylique est un matériel poreux subissant au cours de sa polymérisation une rétraction de 2% à 4% et une augmentation de volume qui dans une certaine mesure limite les effets nocifs de rétraction. Il résiste très mal aux contraintes de traction, mieux aux contraintes de torsion et de compression bien qu'au cours d'expériences in vitro il puisse se tasser sous l'action des charges répétées (27). L'élasticité du ciment est 100 fois moins importante que celle du métal et Lortat Jacob (80) a rappelé que le module de Young du ciment (2000 N/M²) était plus élevé que celui du spongieux (500 N/M²) mais moins élevé que celui de l'os cortical (20000 N/M²). On comprend ainsi que toute sollicitation transmise à la prothèse entraîne une déformation différente de chacun des composants et qu'il semble illusoire d'espérer une fixation absolue et définitive des implants.

Gächter (42) a montré la fréquence des anomalies rencontrées lors de l'examen du fourreau plastique : celui-ci serait le siège de défauts dans 82% des autopsies réalisées alors que la prothèse était toujours bien scellée. Des fissures partielles ou non seraient localisées au tiers proximal du fémur dans 65% de ces cas alors que l'extrémité distale du pivot serait le plus souvent bien fixée. Ces malfaçons justifient le plaidoyer de Harris et Miller (50, 91) en faveur d'une meilleure technique de cimentage : le ciment ne serait pas en cause mais plutôt la façon de l'utiliser.

3.1.3 Le cotyle osseux et la cupule de polyéthylène :

Les charges appliquées au cotyle osseux représentent selon Rydell (120) 4 à 5 fois le poids du corps. La cupule cimentée est sollicitée par 3 types de contraintes :

- de compression qui s'exercent sur le toit et l'arrière fond.
- de traction qui s'applique au niveau des cornes de l'acétabulum qui gardent une certaine mobilité (138).
- des contraintes de cisaillement enfin qui sont d'autant plus néfastes qu'elles s'exercent à distance de l'équateur de la cupule.

Les forces de compression ont tendance à impacter la cupule dans l'os iliaque tandis que les forces de cisaillement exercent des contraintes de rotation mal adaptées aux caractéristiques de l'os (2).

L'étude stéréoradiogrammétrique de Baldursson (6) a permis de noter au cours de la polyarthrite rhumatoïde, une migration verticale et précoce de la cupule dont l'amplitude pouvait atteindre 1,8 mm en 2 ans et à laquelle s'associait fréquemment une rotation de 5,5°.

Il serait donc impossible de fixer solidement la cupule à l'os après arthroplastie de la hanche. C'est aussi la conclusion pessimiste à laquelle arrive Teinturier (138) après son étude biomécanique : la fixation des prothèses cotyloïdiennes doit être mise en doute.

Pour essayer de pallier ces inconvénients et résister aux forces de compression, il apparaît donc essentiel d'appuyer la cupule sur de l'os sous chondral scléreux et résistant (86). Le creusement jusqu'en os spongieux friable favorise la migration rapide et inéluctable de l'implant.

3.1.4 Le fémur et le pivot fémoral :

La fonction du pivot est de transmettre au fémur, par l'intermédiaire du ciment, les charges exercées sur la tête fémorale durant l'activité de l'individu.

La présence du pivot perturbe totalement la répartition des charges sur le fémur et aboutit à des contraintes multidirectionnelles qui peuvent se résumer en 3 types :

- Les contraintes de varisation sont responsables d'un « effet potence » engendrant des contraintes de traction sur la face externe du fémur et des contraintes de flexion sur la face interne. Ces sollicitations entraînent la bascule en varus du pivot et sont liées soit à un mauvais cimentage initial (type II de Gruen) (46), soit à la résorption du bord interne du col (types III voire IV de Gruen) (Figure 37)
- Les contraintes en pression permettent à l'implant de s'enfoncer comme un coin dans le canal médullaire.

Ces sollicitations, qui correspondent aux types 1a et 1b de Gruen, engendrent des forces de cisaillement (ou de friction) qui aboutissent à plus ou moins longue échéance à une mobilité locale puis étendue de l'implant.

- Les contraintes de torsion sont moins bien connues et paraissent liées au porte-à-faux du col ainsi qu'à l'importance de l'antéversion.

Les constituants de la prothèse réagissent à toute sollicitation appliquée à la hanche selon les principes de la poudre composite. Ils sont responsables d'une micromobilité déjà signalée par Charnley et Kettelwell (21).

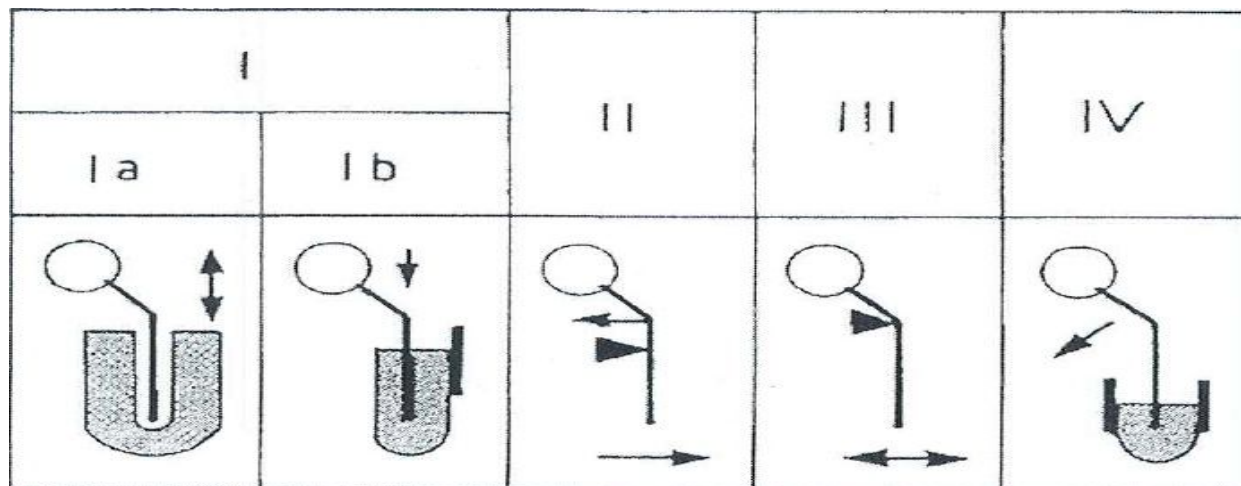


Figure 37 : Mode de descellement de Gruen.

L'examen après autopsies, de prothèses de hanche parfaitement scellées, a permis de mettre en évidence une micromobilité axiale et de torsion qui était respectivement de 40 et de 150 (82, 13, 76).

3.1.5 Les interfaces : description anatomopathologique :

Les interfaces ne sont pas de simples barrières mais de véritables zones de transition où s'effectuent de nombreux échanges. Il convient d'en rappeler les caractéristiques au niveau de chacun des composants prothétiques à l'état normal et lorsque le descellement se produit.

a. Interface ciment-os :

Entre le complexe métallo-acrylique inerte, auquel s'assimile la prothèse et l'os vivant soumis à un turn-over continu, se crée une interface obligée, plus ou moins serrée, soumise à des sollicitations permanentes de nature et d'amplitudes variables. Cette interface a fait l'objet de nombreuses études depuis les travaux initiaux de Willert (137) qui doivent cependant être rappelés pour une meilleure compréhension de la manière dont s'effectue le descellement.

Pour cet auteur, trois phases se succèdent dans le temps :

- Une première phase de nécrose tissulaire d'une durée de 2 à 3 semaines paraît liée au geste chirurgical et à la dévascularisation qu'il entraîne.
- La seconde phase de réparation tissulaire s'étend jusqu'à la fin de la première année postopératoire. Durant cette période, la majeure partie de l'os nécrotique se remodèle sous l'action d'une forte résorption ostéoclastique tandis que de l'os néoformé se reconstitue. Une membrane d'interposition d'épaisseur variable se développe entre l'os et le ciment et de ce fait, le contact entre ces deux structures ne serait plus jamais aussi étroit que celui obtenu lors de la réalisation initiale de l'arthroplastie.
- Après un à deux ans d'évolution survient la dernière phase dite de stabilisation osseuse.

L'os nouvellement formé, bien vascularisé, retrouve progressivement une structure normale. Ses travées s'orientent parallèlement au fourreau de ciment dans le courant de la quatrième année post-opératoire tandis qu'une membrane irrégulière de 0,1 à 1,5 mm, peu vascularisée, entoure le ciment. L'existence de cette membrane d'interposition à l'interface os- ciment reste discutée et fait toujours l'objet de vives controverses (21, 11oppee8).

Pour Linder (77), l'étude en microscopie électronique permet de noter la présence d'une fine couche de protéoglycane non calcifiée, là où ces deux structures sont en contact étroit. En l'absence de contact, le tissu fibreux qui se développe contient des macrophages. Leur présence serait péjorative car elle témoignerait d'une mauvaise compatibilité entre l'os et le ciment. L'aspect des interfaces diffère sensiblement selon le niveau considéré et selon que l'implant est ou non scellé.

➤ **Sur le versant cotyloïdien :**

Lorsque la cupule est bien scellée, un contact étroit n'est obtenu entre l'os et le ciment que sur le quart supérieur de la surface. Les zones restantes sont occupées par du tissu fibreux ou par des plages de cartilage ou de fibrocartilage.

Lors d'autopsies, Charnley (22) a noté la présence constante d'une membrane d'interposition de 0,5 à 1,5 mm d'épaisseur entre le cotyle osseux et le ciment.

Cette membrane était le siège d'une réaction histiocytaire qui apparaissait plus intense dans les secteurs de moindre pression. Au niveau des plots d'ancrage, le ciment était séparé de l'os spongieux par une fine membrane d'interposition.

En cas de descellement, une membrane d'interposition épaisse et d'aspect villeux tapisse le ciment et adhère à l'os. Celui-ci devenu dense et scléreux, peut être le siège de crevasses ou de macrogéodes qui le fragilisent et peuvent le perforer par endroit. La couche externe de cette membrane au contact du ciment revêt un aspect pseudo-synovial qui rappelle la synoviale de la polyarthrite rhumatoïdale. Elle est formée de grosses cellules polygonales, de quelques cellules géantes et de corps étrangers peu abondants (136).

➤ **Sur le versant fémoral :**

Lorsque la pièce fémorale est bien scellée, Kwong (68) a montré que le ciment pouvait être soit au contact direct de l'os, soit en être séparé sur une plus ou moins grande étendue par une fine membrane d'interposition qui prenait alors les caractéristiques d'un fibrocartilage.

Cette interposition devenait alors définitive. Dans certaines zones enfin, le ciment manquait ce qui entraînait un contact direct de l'os et de l'implant métallique.

Dans le cas de descellement, une membrane fibreuse se développe entre le ciment et l'os. Elle infiltre les travées d'os spongieux et se singularise par son haut pouvoir de destruction osseuse : l'endoste est attaqué par endroit, les corticales s'amenuisent, peuvent se soufler ou se perforer.

L'étude des descellements fémoraux au cours d'autopsies (60) a permis de noter l'existence de trois types de crevasses dans le ciment :

- Certaines radiaires sont développées aux dépend des arêtes de la prothèse ou à partir des irrégularités du ciment là où les contraintes sont les plus élevées c'est-à-dire à l'extrémité distale du pivot.
- D'autres circonférentielles ou longitudinales de 3 à 6 cm de long clivent le fourreau plastique et permettent une prise de jeu de l'implant.
- Des striations du ciment sont enfin observées au voisinage de ces crevasses, elles témoignent de torsion qui apparaissent lors de la marche, à la montée des escaliers ainsi qu'au lever d'une chaise.

L'étude expérimentale de Lewis (76) a montré que toute fissure créée dans le ciment et soumise à des charges cycliques se propageait selon un trajet irrégulier qui pouvait atteindre 1 cm en 2 ans.

b. Interface prothèse-ciment :

Au niveau de la cupule, la fixation est obtenue par l'intermédiaire des rainures creusées à la surface du polyéthylène. Cette interface n'est que très exceptionnellement sollicitée.

Au niveau du pivot métallique, les études autopsiques faites par Jasty (61) chez des sujets porteurs d'une prothèse totale de hanche non descellée élaient d'un jour nouveau les réactions entre ces deux structures.

Dans les 3 à 10 ans qui suivent l'implantation de la prothèse, le ciment peut se désolidariser de l'implant dans certaines zones. Des fissures incomplètes, non encore détectables à la radio, sont notées dans la masse de ciment.

Après la 10^{ème} année, ces fissures se complètent, elles prennent naissance près des angles saillants de la prothèse ou au niveau des bulles d'air incluses dans le ciment. Elles sont plus larges du côté de la prothèse et s'orientent de manière circonférentielle ou radiaire.

Quelques fissures borgnes peuvent aussi prendre leur origine près de l'interface os-ciment.

Pour conclure ce chapitre, on retiendra :

- Que le descellement se manifeste du côté cotyloïdien au niveau de l'interface ciment-os, tandis qu'au niveau fémoral le processus, plus complexe, fait intervenir les interfaces.
- Que l'absence de contact intime entra l'os et le ciment entraîne constamment la formation d'un tissu fibreux.

4.1 Facteurs mécaniques :

4.1.1 Sur le versant acétabulaire :

Les contraintes qui s'exercent sur la cupule sont sous la dépendance de nombreux facteurs :

➤ Positionnement de la cupule :

Lorsque le centre de rotation de la hanche prothétique est anormal c'est-à-dire en position haute et/ou latéralisée, les contraintes subies par la cupule sont élevées et exposent au descellement (16,62). Pour Yoder (141) cependant le positionnement de la cupule serait sans effet

➤ **Inclinaison de la cupule :**

La verticalisation de la cupule réduit la surface portante et entraîne un pic de contraintes nocif à la tenue de l'implant qui déjà présente une certaine tendance à se verticaliser et à être expulsé sous l'action de la mobilité des cornes de l'acetabulum.

A l'opposé, une horizontalisation trop importante entraîne une découverte néfaste et par voie de conséquence une diminution de la zone de soutien osseuse.

En fait l'étroite relation qui existe entre l'inclinaison de la cupule et sa couverture amène Sarmiento (123) à recommander la verticalisation de la cupule pour diminuer l'usure et le taux de liserés continus autour de la cupule.

➤ **Extrusion de la cupule :**

Elle augmente les contraintes et favorise le descellement (10,36,133). La série de Sutherland est à cet égard éloquente : le taux de descellement cotyloïdien à 10 ans est de 23% lorsque la couverture de la cupule est complète, il passe à 62% si la découverte est supérieure à 10%. Cette découverte représente une donnée essentielle qui justifie pleinement la mise en place d'une butée lors de l'intervention.

➤ **Taille et épaisseur de la cupule :**

Pour un cotyle donné, la cupule la plus épaisse améliore l'élasticité du polyéthylène et diminue de fluage. Elle autorise une meilleure répartition des contraintes et donc une moindre sollicitation de l'interface os-ciment.

Plusieurs études ont montré, à postériori, la fragilité des cupules de petit diamètre : le taux de descellement des cupules de Müller de diamètre 50-54 mm est respectivement de 8% et de 12%, il atteint 25% avec des cupules de 44 mm (10).

Il semblerait qu'une épaisseur de polyéthylène de 8 à 10 mm de part et d'autre de la tête fémorale suffise à limiter les conséquences du fluage qui s'exerce en périphérie de la cupule.

➤ **Phénomène de butée :**

Le contact violent et passager du col sur le rebord cotyloïdien entraîne un brutal pic de contraintes transmis à l'interface os-ciment. Ces pics de contraintes violents et réitérés sont à terme nocifs pour l'interface os-ciment mais leur rôle dans le descellement reste très discuté.

Les raisons de ce contact anormal seraient liées au dessin du rebord de la cupule, à une malposition opératoire mais aussi à la taille de la tête fémorale, son épaisseur, l'orientation et la longueur du col ainsi qu'à l'usure de l'implant.

4.1.2 Sur le versant fémoral :

La distribution des contraintes fait aussi intervenir de très nombreux facteurs qui sont le module d'élasticité dépendant du matériau utilisé, le dessin de l'implant et ses caractéristiques : diamètre, longueur, forme de la tige, présence d'une collerette et état de surface.

Les matériaux qui constituent le pivot sont choisis en raison de leur module d'élasticité qui reste toujours éloigné de celui de l'os. Qu'il s'agisse du titane 5 fois plus rigide que l'os, de l'acier ou des alliages de chrome-cobalt dont le module de Young est respectivement 10 et 11 fois plus élevé que l'os cortical, le matériau retenu ne pourra être qu'un compromis entre son élasticité et sa résistance aux sollicitations.

Les aciers inox et les alliages de chrome cobalt utilisés depuis de nombreuses années se caractérisent par une grande dureté et une meilleure résistance à la fatigue. Les alliages à base de titane sont peu sujets à la corrosion mais, plus fragiles, ils résistent mal aux frottements et malgré un traitement de surface peuvent libérer des particules métalliques agressives.

Le dessin du pivot joue un grand rôle, notamment par sa forme, la longueur de sa tige et la géométrie de ses faces. La taille du pivot, les reliefs éventuels figurant sur ses faces ont fait l'objet de maints développements.

Pour diminuer les contraintes s'exerçant sur le ciment, on s'orientera vers des tiges longues plutôt rectilignes, à bords mousses et à extrémité arrondie, volumineuses et rigides afin d'obtenir le meilleur remplissage du canal médullaire et la meilleure répartition des contraintes.

La collerette aurait plusieurs avantages : elle permettrait de maintenir le transfert des charges au col fémoral selon une direction longitudinale, de mieux pressuriser le ciment lors du scellement et de diminuer les contraintes exercées sur le ciment proximal.

Pour certains auteurs, la collerette aurait des effets néfastes : elle s'opposerait au recalage espéré de l'implant et en raison de la micromobilité favoriserait la production de débris métalliques par corrosion liée au frottement (fretting corrosion). La collerette serait responsable enfin d'une fragmentation du ciment qui aurait pu s'interposer sur la tranche du col.

En fait, les études de Rand (115) n'ont montré aucune différence statistique dans la fréquence de descellements, que la prothèse soit avec ou sans collerette, au recul moyen de 5,5 ans.

La longueur du col fémoral joue un rôle dans la transmission des contraintes. Le moment fléchissant qui s'exerce sur le pivot fémoral est d'autant plus élevé que le porte-à-faux du col est accentué. Le col long constitue dans la série de Hierton (53) un facteur hautement péjoratif.

Le varus de la tige fémorale augmente très nettement le risque de descellement. L'étude de Müller rapportée par Ruelle (119) montre bien la nocivité de ce varus -28% de descellements –contre 4% lorsque la prothèse est bien centrée et 2% si elle est en valgus. Des constatations similaires ont été faites par Beckenbaugh, Mc Beath et Pellicci (7, 88,107).

Le cône morse employé dans de nombreux types de prothèses est responsable plus d'une fois sur deux d'une corrosion galvanique lorsqu'il est utilisé avec des matériaux différents tels que titane et chrome-cobalt (29).

De tels phénomènes ont même été décrits avec alliages cobalt-chrome (87). Cette corrosion qui serait la source de débris métalliques fait craindre à terme une désolidarisation de la tête fémorale.

Afin d'améliorer l'adhérence entre le pivot lisse et le ciment, différents artifices ont été utilisés. L'un de ceux-ci le « précoating » ou prérevêtement du pivot par le ciment acrylique qui améliorerait la résistance aux cisaillements (127) mais dont la tenue à longue échéance chez l'individu reste très discutée. Les conséquences de cette délamination sur éléments finis donnent des résultats très contradictoires : augmentation des sollicitations sur le ciment ou au contraire diminution de ces contraintes.

4.1.3 Le couple de friction :

Le coefficient de friction d'une hanche normale est de 0,001 (37) mais il est de 0,007 dans le couple prothétique métal-polyéthylène placé dans les meilleures conditions d'utilisation. Ce couple de friction est donc très inférieur aux sollicitations qui mettent en danger l'interface os-ciment (129).

La friction des pièces prothétiques a été accusée d'entraîner une usure ce qui a amené Charnley à abandonner le polytétrafluoroéthylène au bénéfice du polyéthylène de haute densité.

Pour tenter de réduire le couple de friction et l'usure, plusieurs facteurs doivent être envisagés :

➤ La taille de la tête prothétique :

Le choix du diamètre de la tête fémorale se fonde sur la notion de stabilité et de couple de friction.

Charnley a très tôt émis l'hypothèse que la réduction de la tête prothétique au diamètre de 22,2 mm permettait non seulement d'augmenter l'épaisseur de la cupule mais qu'elle diminuait le couple de friction et de ce fait les sollicitations exercées au niveau de l'interface os-ciment. Cette théorie de la « low-friction »

repose sur le fait que pour une même angulation, le balayage décrit par une sphère de petit diamètre est très nettement inférieur à celui exercé par une sphère de plus gros diamètre. Il en résulte des forces de torsion moindres et un couple d'arrachement du cotyle très diminué.

L'étude Livermore (78) a montré que la plus faible usure s'obtenait avec une tête de 28 mm, la plus importante avec une bille de 32 mm. Pour Langlais (72) les têtes de petit diamètre (22mm) ne pénètrent pas plus le polyéthylène que les têtes de gros diamètres (32mm).

Pour une pénétration équivalente de 3 mm, une tête de 22 mm abrase 363 mm de polyéthylène tandis qu'une tête de 32 mm en abrase 768 mm.

➤ **L'usure du polyéthylène :**

Le calcul de l'usure reste étroitement lié à la méthode de mensuration utilisée : elle est en moyenne de 0,15 mm par an pour Halley (47) ou de 0,07 mm par an pour Griffith (45) avec des têtes de 22 mm. Clarac (28) par un artifice de mesure original rapporte une usure de 0,1 mm par an. Elle est de 0,2 mm par an avec une bille de 32 mm mais ces chiffres peuvent être triplés chez certains individus sans que l'on puisse prévoir ni éviter ces usures anormales.

L'usure se fait à la partie supérieure de la cupule, elle dépend de l'orientation du cotyle dans les trois plans de l'espace et des contraintes subies par la hanche.

La tête creuse sa propre cavité dans le plastique ce qui peut entraîner une fracture de fatigue ou une perforation de la cupule.

L'usure se fait surtout lors des premières années de pose de la prothèse témoignant vraisemblablement d'une période de rodage entre deux pièces. Elle est nettement identifiable dès la 8^{ème} année de pose (36). Il n'existe aucune relation entre l'importance de l'usure, l'âge, le poids ou l'activité des sujets.

Pour tenter de retarder cette usure, plusieurs artifices sont utilisés : augmentation d'épaisseur du polyéthylène au pôle supérieur de la cupule là où l'usure est la plus importante, utilisation d'une coque métallique dans laquelle la cupule de plastique est sertie (Metal-back).

L'étude de Cates (20) a montré, au recul de 6 ans, que l'usure de ces dernières était supérieure de 37% à celle notée avec des cupules conventionnelles de polyéthylène (0,11mm contre 0,08mm par an). De surcroît, un liseré continu autour de la cupule a été noté 3 fois plus souvent après ces cupules « Metal-back » probablement en raison des débris d'usure mais aussi de la plus grande rigidité de ce type implant.

L'usure facilite l'enfoncement progressif de la tête métallique dans le polyéthylène ce qui risque d'entraîner un contact anormal entre le col et la cupule et surtout, elle est responsable de la libération de particules de polyéthylène en grande quantité.

4.2 Facteurs biologiques :

4.2.1 Les débris générés par l'arthroplastie entraînent une usure à 3 composantes :

Les débris métalliques sont présents à des concentrations variables dans la néocapsule et à l'interface os-ciment qu'ils colorent d'une teinte bleue noirâtre. Il s'agit de grains noirâtre, de siège intra ou extracellulaire, affectant les histiocytes et les cellules géantes. On retrouve les traces de ces débris parfois à distance dans la diaphyse fémorale.

La quantité des débris métalliques augmente très nettement après descellement (35, 75, 90). Leur importance est liée à la nature de l'alliage constituant la prothèse plus qu'à la durée d'implantation de celle-ci. Ils sont provoqués soit par la corrosion due au frottement (ou fretting corrosion) d'autant plus productive que la dureté de l'implant est faible), soit par l'usure anormale du métal soumis à l'abrasion du ciment et de ses opacifiants lorsque le pivot se mobilise dans son fourreau de ciment. Les traces de cette usure sont souvent visibles sous forme de plages dépolies à la surface de l'implant.

Ces débris peuvent se rencontrer avec tout type de matériau (68, 109).

Après le descellement, les concentrations de chrome-cobalt dans le liquide articulaire sont multipliées par sept mais par vingt et un si on utilise un pivot et une tête en alliage de titane (7, 8, 12, 79, 140).

L'abrasion de ce matériau particulièrement tendre entraînerait de fortes concentrations sanguines et tissulaires de titane, de vanadium et d'aluminium. L'incarcération de particules métalliques entre la tête fémorale et le cotyle de polyéthylène viendrait encore aggraver le processus. La métallose ainsi créée serait responsable d'une ostéolyse.

Forest (41) signale l'existence d'une importante réaction lymphocytaire qui pourrait faire évoquer une réaction allergique de type IV par hypersensibilité cellulaire, mais cet aspect serait plus fréquemment rencontré après prothèse métal-métal.

Par comparaison avec les autres débris d'usure (54), les fibres de polyéthylène entraînent la plus forte réaction cellulaire. Willert (136) a montré leur forte concentration dans le granulome des prothèses descellées, non seulement dans la capsule articulaire mais aussi le canal fémoral proximal ou ce granulome agressif attaque le support osseux.

4.2.2 mécanismes biologiques impliqués dans l'ostéolyse et de descèlement des PTH :

Lors d'une révision chirurgicale consécutive au descèlement aseptique d'une PTH, on observe une pseudomembrane fibreuse entre l'os et la prothèse, que l'on appelle « granulome » (85, 44, 43). A l'examen histologique, cette pseudomembrane est le théâtre d'une réaction inflammatoire intense (11) impliquant des granulocytes, des macrophages, des lymphocytes T, ainsi que des ostéoblastes et des ostéoclastes. Ces derniers jouent un rôle déterminant dans ce processus, car ce sont les effecteurs cellulaires ultimes provoquant la destruction osseuse péri prothétique aboutissant au descèlement de la PTH (121, 17). Toutes ces interactions cellulaires sont contrôlées par des médiateurs moléculaires : les cytokines.

Le processus de descellement aseptique de PTH se déroule de la manière suivante (figure 4) : suite aux mouvements et aux contraintes mécaniques, le frottement entre la tête et la cupule prothétiques génère des microparticules non biodégradables qui se dispersent dans les tissus mous avoisinants (125, 108). Ces particules sont phagocytées par les macrophages, et ce processus les active et les fait synthétiser des cytokines inflammatoires telles que l'interleukine IL-1, IL -6 et le tumor necrosis factor (TNF) α (17, 25, 19). Ces médiateurs solubles produits par les macrophages activés stimulent alors les ostéoblastes. En réponse à ce stimulus, les ostéoblastes produisent du ligand to receptor activator of NF κ B ligand ou RANK-L, une molécule extrêmement importante dans le contrôle du métabolisme osseux.

En effet, RANK-L, lorsqu'il se lie à son récepteur RANK exprimé sur les monocytes induit la différenciation de ces derniers en ostéoclastes activés (50, 122). En conséquence, les ostéoclastes activés provoquent la déminéralisation puis la résorption osseuse (52) qui aboutit au descellement de la prothèse.

4.2.3 RANK-L et nouvelles approches thérapeutiques :

Au cours des années, l'ostéolyse induite par les prothèses de hanche a pu être considérablement diminuée en jouant sur la géométrie et les composants des prothèses (116). En revanche, les traitements pharmacologiques visant à inhiber l'ostéolyse n'ont pas progressé (55) et il n'existe pas, à l'heure actuelle, de médicament approuvé pour le traitement de l'ostéolyse péri-prothétique, capable d'inhiber la lyse osseuse avant le stade du descellement (126, 124). Cette situation risque néanmoins d'évoluer, grâce aux connaissances obtenues en laboratoire. Trois catégories de substances sont actuellement à l'étude : les bisphosphonates, dont le mode d'action n'est pas complètement élucidé (118), les inhibiteurs de TNF (93) et les inhibiteurs de RANK-L. Ces deux dernières famille de molécules s'intègrent dans la cascade décrite plus bas (figure 38).

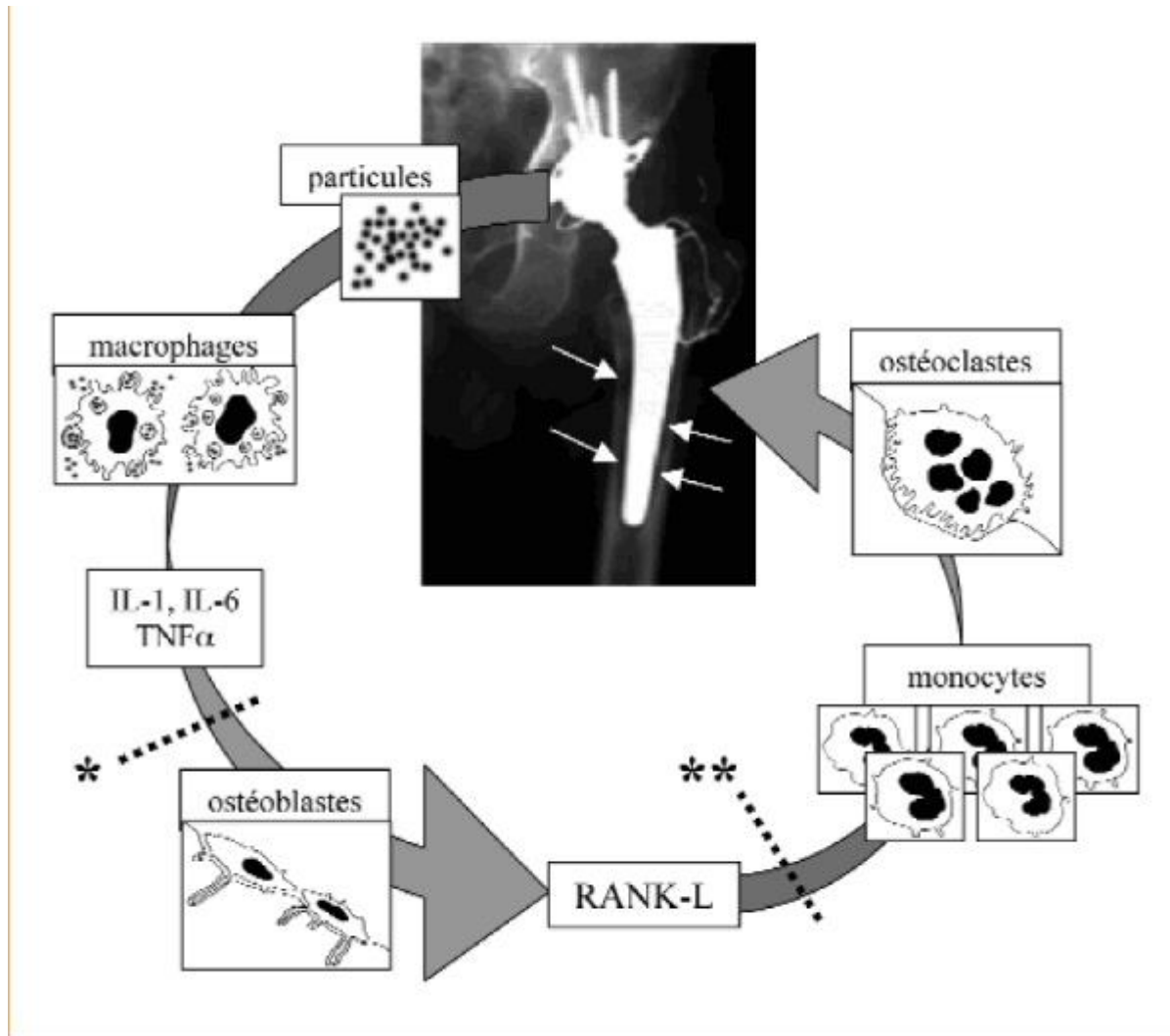


Figure 38 : Physiopathologie de l'ostéolyse dans les prothèses totales de la hanche.

IX CLASSIFICATION DES DESCELLEMENTS DE LA PTH :

Il existe de nombreuses classifications de la perte de substance osseuse péri- prothétique. Il s'agit pour la plupart de classifications radiologiques descriptives.

- **SOFCOT (98)**

C'est la classification de Vives définie pour le symposium de 1988 **que nous avons appelé SO.F.C.O.T. (98)**

- **Stade I** : les corticales sont amincies mais correctes avec une lyse plus ou moins importante du **Merckel**.
- **Stade II** : la corticale latérale est très amincie, mais la corticale médiale amincie reste correcte
- **Stade III** : la corticale latérale est très amincie et la corticale médiale en partie détruite sous le petit trochanter,
- **Stade IV** : le fémur est pellucide ou disparu.



Stade I



Stade II



Stade III



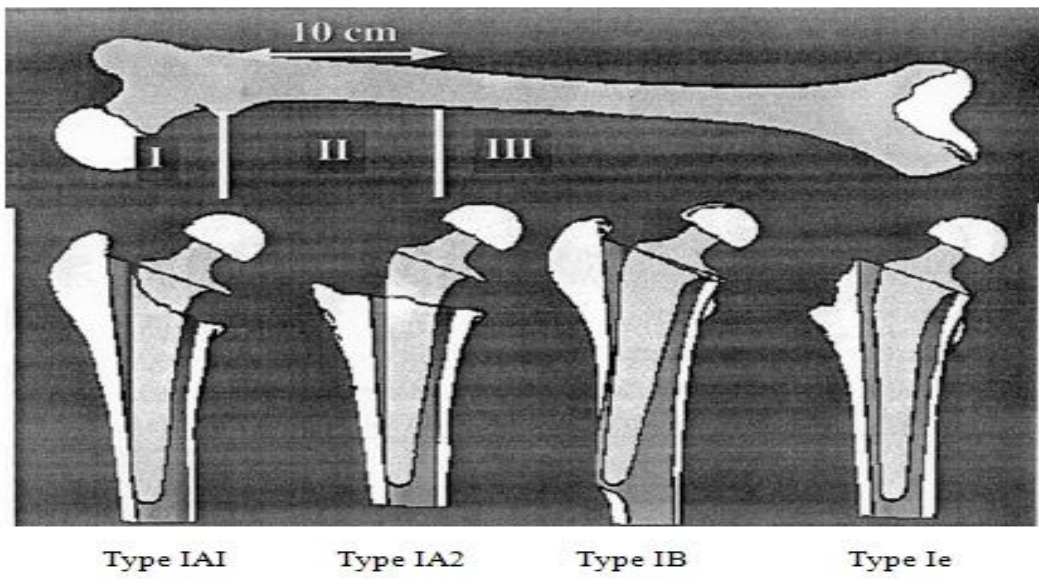
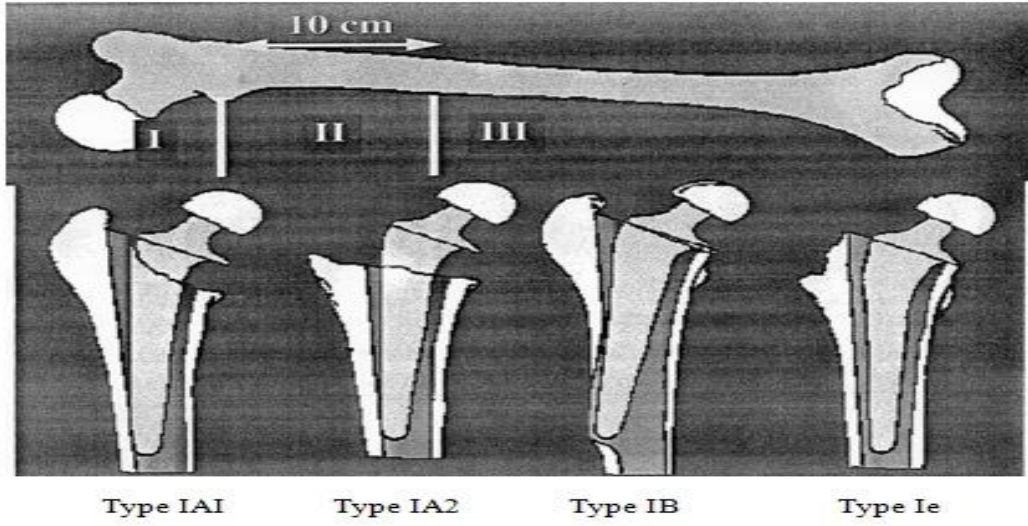
Stade IV

- **AAOS**

Pour la classification AAOS (33), trois niveaux sont évalués :

- Le niveau I situé au-dessus du petit trochanter ;
- Le niveau II situé sur la diaphyse 10 cm au-dessous du petit trochanter ;
- Le niveau III au-delà.

Il s'agit d'une classification mixte, qui évalue à la fois les dégâts osseux selon une graduation croissante pour les stades **IIa**, **IIb**, **IIc** et **III**, mais qui en même temps décrit des anomalies morphologiques localisées comme les cals vicieux, les fractures, les sténoses, mais aussi des pertes de substance localisées comme les types **IA1** ou **IA2** ou **Ie**.



- **Classification de Paprosky (106)**

- **Stade I** : Métaphyse proximale intacte. **Merckel** partiellement détruit. Perte de substance antérieure et postérieure peu importante. Diaphyse intacte.
- **Stade II (II A, IIB, IIE)** : la métaphyse est altérée, il n'y a plus de **Merckel**, la perte de substance antérieure et postérieure est majeure, la diaphyse est intacte.
- **Stade II A** : **Merckel** disparu mais la perte de substance osseuse n'atteint pas la région sous-trochantérienne.
- **Stade IIB** : Disparition de la face antéro-latérale de la métaphyse (région sous- trochantérienne).
- **Stade IIE** : Absence d'appui métaphysaire (corticale médiale absente ou non fonctionnelle).
- **Stade III** : La métaphyse ne peut plus assurer de soutien. Il n'y a plus de **Merckel**. Perte de substance antérieure et postérieure majeure. La diaphyse est intéressée par la destruction osseuse.

- **SOFCOT (111)**

Le symposium de la **SOFCOT** en 1999 nous a montré certaines insuffisances de la classification **S.O.F.C.O.T.** (98), et il est apparu utile de la faire évoluer en l'intitulant **S.O.F.C.O.T.** (111). Cette évolution se traduit par des modifications mineures, la trame de la classification **S.O.F.C.O.T.** (98) ayant été maintenue. Les modifications portent sur l'ajout de suffixes aux stades précédemment décrits et sur la création d'un stade « zéro ». Ainsi on peut simplement ajouter aux stades habituels des lettres suffixes identifiant

respectivement l'état du grand trochanter par la lettre **T**, l'atteinte diaphysaire distale à plus de 10 cm sous le petit trochanter par la lettre **D**, la lettre **F** permet d'identifier une fracture, et **V** un cal vicieux ou une déformation. Cette évolution était indispensable car il semblerait qu'une atteinte distale doive être considérée même dans un stade III, qu'il s'agisse d'une destruction ou d'une déformation fémorale.

Il faut signaler que ces différentes classifications évaluent la perte de substance osseuse au travers d'un bilan radiologique. Elles sous-estiment fréquemment l'importance des dégâts et la situation doit être réévaluée systématiquement en peropératoire après extraction de l'implant fémoral et nettoyage des débris de ciment.

X DIAGNOSTIC :

Nous étudierons maintenant les démarches du diagnostic en présence d'un résultat insuffisant de prothèse totale de la hanche.

La stabilité est acquise dès le 6ème mois et explorée par l'étude comparative avec le côté opposé de l'appui monopodal. Celui-ci doit être indolore et stable pendant au moins 5 secondes ce qui élimine pratiquement une complication.

Au 6ème mois et le plus souvent dès le 3ème mois, la vitesse de sédimentation est revenue à son chiffre pré opératoire, ainsi que le taux sérique de la CRP.

A un an, la scintigraphie ne montre plus aucune hyperfixation autour de la prothèse tant au niveau fémoral que cotyloïdien, si sa fixation secondaire est obtenue.

Au-delà d'un an, il ne doit plus y'avoir de douleurs au repos (à l'exception parfois de douleurs en décubitus sur le côté opéré), pour une marche de moins de un kilomètre, des douleurs climatiques d'intensité faible sont parfois observés. Toute autre douleur rend la prothèse suspecte de complications.

La survenue d'une douleur ou d'une instabilité doit faire éliminer une pathologie non coxo-fémorale (radiculalgie, douleur vasculaire, fracture de fatigue du cadre obturateur). La symptomatologie peut aussi être due à une bursite sur les fils de trochantérotomie ; à une pseudarthrose du trochanter, à des ossifications péri prothétiques ou, exceptionnellement, à un conflit cupule-psoas.

En pratique, toute douleur de la hanche survenant après mise en place d'une prothèse totale doit être considérée comme annonciatrice d'un descellement ou d'une anomalie de la fixation prothétique jusqu'à preuve du contraire.

1. Descellement aseptique des prothèses cimentées :

Nous distinguerons les formes « typiques » et les cas de « diagnostic difficile ».

1.1 Forme typique :

1.1.1 La clinique : (64,71,132)

La traduction clinique du descellement est bien connue. C'est classiquement la reprise d'un syndrome douloureux dans une hanche que l'arthroplastie avait clamé.

Douleur de l'aîne et de la cuisse, mécanique, survenant après un intervalle libre de plusieurs années, avec indolence totale. Cette douleur survient en particulier lorsque le patient se relève, traduisant les contraintes rotatoires qu'impose ce mouvement à la prothèse. Il s'y associe parfois une sensation de raccourcissement ou de piston. Le patient est souvent amené à reprendre les cannes.

L'appui monopodal est instable et souvent douloureux. L'abduction active montre une diminution antalgique de la force du moyen fessier, l'extension active de la jambe tendue « saut coxal » est douloureuse, de même que les manœuvres de rotation extrême.

Dans la plupart des études, les résultats cliniques ont été appréciés en utilisant la cotation fonctionnelle de Postel et Merle d'Aubigné qui donne une valeur comprise entre 0 et 6 à la douleur, la mobilité et la marche, la somme des trois cotations donne une valeur globale de la fonction : excellente à 18, très bonne à 17, bonne entre 15 et 16, moyenne à 14 et mauvaise à moins de 14.

Dans notre série : selon les critères de Merle d'Aubigné, nos patients présentent une moyenne de 9, avec des extrêmes entre 6 et 11.

La cotation moyenne de la douleur était de 2.5 avec des extrêmes de 1 et 4.

Pour la cotation moyenne de la mobilité, elle était de 4.25 avec des extrêmes de 1 et 6.

Alors que la cotation moyenne de la marche était de 2.25 avec des extrêmes de 1 et 3.

Nous remarquons que nos patients consultent à des stades très évolués.

La douleur induit un examen radiologique et plus ou moins des épreuves complémentaires. Elle est indispensable au diagnostic. C'est elle qui justifie l'acte opératoire.

	DOULEUR	MOBILITE	MARCHE
1	Douleur très vive empêchant toute activité et douleur nocturne.	Enraidissement extrême avec attitude vicieuse.	Seulement avec béquilles
2	Douleur vive à la marche empêchant toute activité.	Flexion < 40° Abduction : 0° Avec attitude vicieuse	Seulement avec 2 cannes.
3	Douleur vive mais permettant une activité limitée	Flexion : 40° - 60° Abduction : 0°	Limitée avec une canne, très difficile sans canne, claudication légère.
4	Douleur pendant et après la marche, disparaissant rapidement	Flexion 60° - 80° Abduction : 0 - 15	Prolongée avec une canne, limitée sans canne, claudication légère.
5	Douleur modérée et inconstante, activité normale.	Flexion : 80° - 90° Abduction atteignant 25°	Sans canne, claudication légère seulement à la fatigue
6	Indolence complète	Flexion : > 90° Abduction atteignant 30°	Normale.

Tableau 17 : Cotation chiffrée de la fonction de la hanche de Merle d'Aubigné

1.1.2 Radiographie : (64, 71, 131, 142)

Les clichés de référence pour dépister un descellement de la PTH sont : un cliché de bassin de face à 1 mètre 20, rayon centré sur la symphyse montrant les deux hanches et la totalité de la ou des prothèses, c'est d'ailleurs ce cliché qui sert à réaliser des calques opératoires, un cliché de face centré sur la hanche litigieuse, un profil chirurgical (132).

Parfois, le recours à des incidences particulières peut préciser les dégâts : 3 / 4 obturateur qui permet une bonne visualisation de la colonne antérieure et un 3/ 4 alaïre.

On ne prendra pas pour des signes pathologiques les remaniements usuels qui correspondent plus au remodelage osseux qu'à un descellement.

Un épaissement cortical, en regard notamment de la pointe de la tige, est sans valeur pathologique s'il est dense, non feuilleté, sans géodes endostées en regard : il traduit simplement l'adaptation de l'os à une concentration de contraintes. De petits remaniements du calcar sont usuels : ceux-ci peuvent se résorber de dedans en dehors, en sucre d'orge (il s'agit souvent d'une force mineure de résorption par déviation des contraintes). L'existence de quelques débris d'usure se traduit par une résorption endostée, entre ciment et calcar, de 2 ou 3 mm de diamètre, sans gravité. De même, un petit liseré supéro-externe autour de la cupule et sans valeur pathologique à condition qu'il reste supéro-externe.

On doit par contre rechercher :

- **Une « dysplasie » prothétique**, notamment une cupule extruse ou mal couverte, ou une tige fémorale fine et en varus.
- **Une décoaptation prothèse-ciment** : il s'agit de la conséquence d'une bascule en varus de la tige prothétique : un ménisque clair apparaît entre l'extrados de la prothèse et le ciment latéral indemne. Parfois, la bascule en varus s'accompagne d'une migration distale avec une fracture transversale du ciment en regard de la pointe de la queue prothétique. Ces éléments traduisent le descellement prothèse-ciment. Si la fracture distale est de découverte fortuite (ou peu symptomatique) on peut se contenter d'une surveillance semestrielle puis annuelle : il arrive fréquemment que cette fracture soit d'un recalage de la prothèse qui devient cliniquement asymptomatique et radiologiquement non évolutive.
- **Un descellement os/ciment**, sous une de ses trois formes :
 - **Ostéolyse :**

C'est le stade initial du descellement biologique. Elle correspond le plus souvent à des granulomes macrophagiques induits par le polyéthylène, qui se propagent dans l'interface entre les tissus osseux vivants et le ciment.

Ils peuvent siéger en regard de l'apex de la cupule, sous forme d'une géode, ou des plots d'ancrage inférieurs de la cupule, bien visibles sur le cliché de 3 /4 alaire. Au fémur, ces ostéolyses peuvent être en regard du calcar, mais aussi descendre dans l'espace os-ciment jusqu'à l'extrémité distale de la tige fémorale, ou encore dans l'interstice entre ciment et prothèse créée par une bascule de la tige prothétique. Ces ostéolyses aseptiques se caractérisent par leur caractère bien limité, polycyclique, sans réaction périostique en regard.

Après avoir déstabilisé la prothèse, l'ostéolyse poursuit son action sur le tissu osseux avoisinant en induisant une forte activité ostéoclastique. Au niveau de la cotyle se produit une cavitation progressive combinant élargissement et protrusion qui repousse les limites de la cavité au proche voisinage de la région endo-pelvienne dont elle n'est plus séparée que par une mince lame osseuse ou même fibreuse. Au fémur, la cavité médullaire s'élargit, les corticales s'amincissent parfois jusqu'à la perforation, l'éperon de MERCKEL peut disparaître.

Cette fragilisation osseuse peut être à l'origine de fractures spontanées ou liées à un traumatisme relativement banal. Au fémur ces fracture varient entre simple fissure, diagnostiquée seulement à la réintervention et fracture métaphyso-diaphysaire multifragmentaire autour de la tige de la prothèse. Au cotyle, l'effraction de l'arrière-fond n'est pas exceptionnelle.

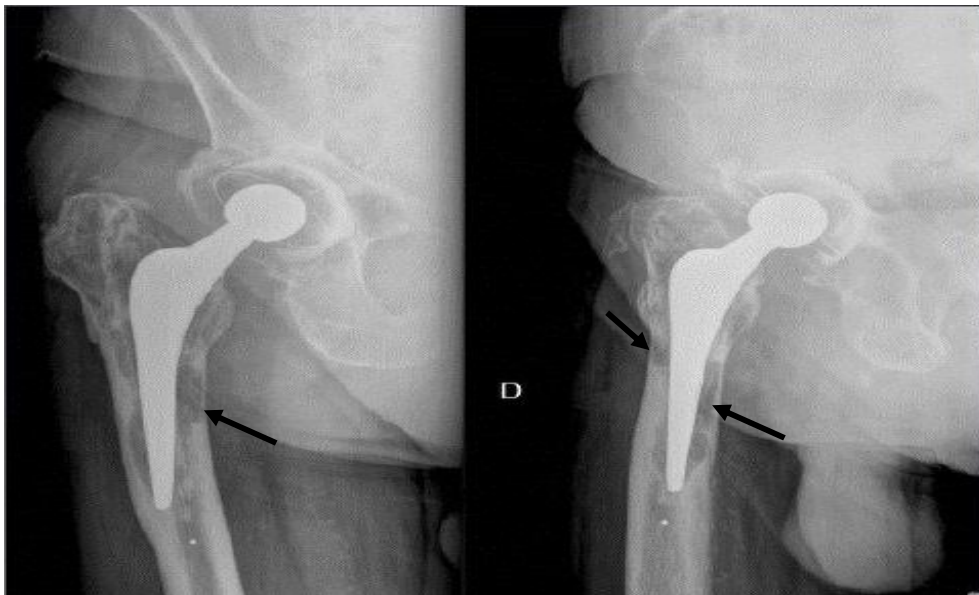


Figure39 : zone d'otéolyse péri-prothétique

- **Liserés :**

Il s'agit une zone radiologiquement moins dense située entre ciments et os. Elle correspond au pannus fibro-inflammatoire qui les sépare et entraîne l'ostéolyse. Elle représente aussi la chambre de mobilité de la prothèse dans l'os. Ce « liseré vrai » doit être différencié de trois autres images appelées encore à tort liseré :

L'une est l'espace clair entre prothèse et ciment (ou entre prothèse sans ciment et os) qui survient lors de la bascule en varus d'une prothèse. Il s'agit en fait d'une « décoaptation » de ces deux éléments.

L'autre est le « faux liseré » entre tige prothétique et densification : il arrive que l'os spongieux autour de la tige prothétique se densifie, réalisant une ligne dense, ne dépassant pas 1 mm d'épaisseur est située à 1 à 2 mm de la tige. Elle est donc séparée de cette tige par une zone plus claire que cette densification, mais en fait de tonalité spongieuse normale. Il ne s'agit donc pas d'un véritable liseré, mais d'une densification périprothétique, réalisant une sorte de double contour et accompagnant des prothèses souvent stables.

La troisième est la « médullarisation » de la corticale : chez le sujet âgé l'épaisseur de la corticale diminue aux dépenses de l'endoste qui se transforme en os moins dense. Cette « médullarisation » se traduit par l'apparition entre le ciment et la cortical qui s'amincit d'une zone plus claire, mais qui ne correspond ni à une chambre de mobilité ni à un pannus.



Figure40 : Zone de liserés péri-prothétique

- **Migration :**

Lorsque l'ostéolyse périprothétique est importante, la cupule peut s'ascensionner et la tige migrer vers le bas, maquant plus ou moins les liserés. Cette migration affirme le descellement et doit être soigneusement cherchée. Cependant, la position relative des pièces est extrêmement variable selon les incidences radiologiques. Pour affirmer une migration il faut donc :

- S'assurer que les clichés sont bien superposables : bassin horizontal, rotation nulle (symphyse pubienne et milieu du sacrum alignés), antéverson du bassin identique (trous obturateurs de la même hauteur).
- Avoir des repères fiables : ce sont le centre de la cupule et le bas du U radiologique, qui permettent de mesurer l'ascension et l'excentration de la cupule. Pour la prothèse fémorale, ce sont le centre de la tête fémorale (ou la platine) et le milieu du petit trochanter.

Une migration de 2 mm peut être sans corrélation anatomique. Ce n'est qu'à partir de 4 à 5 mm de déplacement apparent que l'on peut affirmer la migration.

Au total, la radiographie simple permet dans la majorité des cas de confirmer le diagnostic de descellement : il est « certain » s'il y a une migration, « possible » s'il existe un liseré total de plus d'un mm sur l'ensemble d'une pièce prothétique et surtout si ce liseré est évolutif, « possible » si le liseré dépasse 1 mm et concerne plus de 50% de la surface de la pièce prothétique dans ces deux derniers cas, le diagnostic sera confirmé par une scintigraphie qui est aussi nécessaire si un des deux composantes n'apparaît pas radiologiquement descellé.

1.1.3 La scintigraphie au technétium :

Affirme le descellement en montrant une hyperfixation qui dessine les zones d'ostéolyse et parfois une ligne continue, faisant le tour de l'implant, avec une fixation plus marquée au calcar, à la pointe de la tige fémorale et un pôle supérieur de la cupule.

1.2 Diagnostic des cas difficiles :

Ce sont ceux où la symptomatologie clinique est moins franche (avec composante lombosciatalgique ajoutée par exemple), les signes radiologiques moins nets (le liseré est incomplet, la radiographie est peu interprétable car numérisée, il existe un anneau de soutien cotyloïdien rendant l'analyse difficile), mais où existent des facteurs favorisant le descellement (dysplasie prothétique, conception exposant à l'usure).

1.2.1 Radiographies numérisées : (71)

L'utilisation de radiographies numérisées est pour le moment inadaptée à la sémiologie fine des descellements prothétiques. Cela est dû notamment à l'agrandissement insuffisant des clichés (qui ne permet pas de juger d'images fines mesurant 1 mm), mais surtout aux effets de bord, la périphérie de la pièce métallique étant cernée d'un faible halo, « liseré informatique » qui se superpose à la zone pathologique à analyser. Enfin, le contraste osseux est souvent assez artificiel, permettant difficilement de comparer l'évolution radiologique de la densité osseuse. Ainsi, pour l'étude des prothèses il est nécessaire, tant que les systèmes informatiques actuels n'auront pas été sensiblement améliorés, de ne recourir qu'à des radiographies conventionnelles bien contrastées.

Les anneaux de soutien sont des pièces métalliques qui entourent la cupule, prennent appui sur l'os par des vis et sont habituellement proposées pour renforcer le cotyle dans les reprises. Lorsqu'un descellement survient, la superposition des différents implants métalliques rend difficile l'analyse des images radiologiques s'il n'y a pas de migration significative. On peut s'aider en cherchant une ostéolyse autour des vis, qui traduit la progression du granulome selon leur trajet, et e, effectuant des clichés de 3 /4 alaires qui permettent de bien mettre en évidence les plots descellement postérieur et ischiatique de la cupule.

1.2.2 Les tests dynamiques :

Représentant un complément d'information facilement obtenu concernant une mobilité apparente ou réelle du montage prothétique par rapport à l'os adjacent. La pratique de ces tests dynamiques se fait en valgus et varus contrariés du fémur avec traction. L'ensemble est réalisé sous amplificateur de brillance afin de ne pas pratiquer de manœuvres intempestives ou dangereuses et pour donner aux clichés de référence une effective validité par superposition rigoureuse de la position du malade au cours de l'enregistrement des différents clichés.

Le résultat est amélioré en prenant des clichés avec des petites flexions de 5° à 10° de la cuisse sur le bassin. Un cliché en position de zéro de référence ayant été enregistré, des calques tracés, il est alors facile de constater un déplacement d'une pièce prothétique et du ciment périphérique par rapport à l'os tant au niveau de la cotyle que de la queue. Il est bien évident pour que cette valeur soit exploitable, il importe que le plan du bassin reste rigoureusement parallèle au plan de la tablette, et pour cela, il convient d'immobiliser le malade

par une sangle. La méthode reste néanmoins critiquable en ce sens qu'elle présente incontestablement un facteur subjectif de réalisation, qu'elle demande la coopération du malade et qu'elle ne peut donc être acceptée dans ces conclusions que si les critères d'enregistrement ont été rigoureusement respectés.

1.2.3 Etudes anatomopathologiques :

Des études anatomopathologiques, en particulier celles pratiquées par CHARNLEY ont permis de montrer la difficulté d'appréciation radio clinique de cet espace clair, l'importance de l'écart n'étant finalement pas toujours proportionnée à la douleur clinique et à la réalité du descellement. Au total, cet espace de quelques mm peut correspondre soit à du fibrocartilage relativement homogène et solide, soit à un espace vide avec tissu nécrotique parsemé de cellules géantes ce qui est pathologique. Il est souvent difficile d'en faire la part sur des clichés sans préparation.

Ces constatations radio anatomiques ont inspiré deux séries de démarches. L'une correspond à la méthode de « mesure de l'écart » réalisée par B.FORT avec mensurations successives de l'écart entre métal, ciment et os aux différents points de segments cotyloïdiens et fémoraux de la prothèse. Il s'agit d'une investigation « recherche » qui ne trouve que peu d'applications pratiques de routine mais l'intérêt dans l'explication des phénomènes reste aujourd'hui encore parfaitement valable et légitime. Elle permet en particulier de définir des groupes « d'éclatement » avec chambre de mobilisation affirmant le descellement, des aspects « évolutifs » où le descellement est probable, enfin des aspects simplement inquiétants n'impliquant qu'une simple surveillance radiologique vigilante mais de routine. Une autre application plus récente de ces constatations histologiques est la méthode de contraste arthrographie.

1.2.4 L'arthrographie : (15)

L'arthrographie réalisée en milieu chirurgical vise à vérifier la pénétration du produit de contraste dans l'espace clair, deux hypothèses peuvent être formulées : ou bien l'espace clair correspond à un tissu de fibroblastose dense, compact et solide, quoique translucide aux rayons X, et on ne peut pas le pénétrer par le produit opaque injecté dans la cupule et il n'y a pas de descellement. Ou bien ce liseré représente un espace réel rempli uniquement de tissu vacuolaire avec de grandes cellules nécrotiques et dans ces cas, le passage d'un produit de contraste injecté dans l'articulation est possible et facilité par la transaction sur le membre inférieur et le descellement est assez probable.

Cette technique est décevante car sa sensibilité n'est que de 67 % et sa spécificité de 88%. Elle expose à un risque de sepsis si les conditions techniques ne sont pas parfaites et elle est un élément insuffisant à lui seul pour poser l'indication d'une reprise.

On a pratiqué des arthrographies isotopiques permettant de suivre à la caméra-radiation la diffusion de l'isotope. Cet examen reste également insuffisant, et ne paraît avoir d'intérêt que pour l'étude de la fixation fémorale.

1.2.5 Tomodensitométrie : (24)

Dans le contexte actuel, il semble que globalement l'examen tomodensitométrique ne soit pas à conseiller. Le rayonnement secondaire entraîne des artefacts considérables. Les reconstructions obtenues sont à peine de densité. L'information pour le segment prothétique fémoral est donc pratiquement nulle, ainsi que pour les parties milles environnantes.

Concernant le cotyle en polyéthylène, on peut apporter des éléments positifs quant à la position du segment cotyloïdien de la prothèse vis-à-vis de l'os adjacent. On peut mettre en évidence des fissures de fatigue et les zones de résorption peuvent également être appréciées et mesurées. Par contre l'interprétation d'un liseré n'est pas supérieure à ce qu'elle est dans les clichés standards, et il n'est pas raisonnable de retenir comme possible l'affirmation certaine d'un descellement ou d'une détérioration du ciment par la méthode tomodynamométrique.

1.2.6 La résonance magnétique : (24)

Certains nombres de conclusions sont établies à savoir que la méthode est parfaitement sans dangers, et que contrairement au scanner, l'existence d'une PTH même ferromagnétique ne gêne nullement l'analyse correcte de la hanche controlatérale ce qui est déjà un élément précieux en particulier dans les problèmes de nécrose bilatérale de hanche dont un coté à été traité et dont on veut suivre l'évolution controlatérale. En revanche, si on utilise une prothèse non ferromagnétique, des perspectives intéressantes apparaissent.

En fait, en, présence d'une prothèse cimentée, si la symptomatologie clinique est typique et s'aggrave progressivement, s'il existe une dysplasie prothétique et surtout une hyperfixation scintigraphique, on peut affirmer la nécessité d'une reprise chirurgicale, même si les anneaux cotyloïdiens surajoutés ne permettent pas d'affirmer l'existence d'un liseré. Ce n'est qu'exceptionnellement qu'on aura besoin des procédés d'imagerie plus élaborés.

2. Descellement des prothèses sans ciment :

Les douleurs et l'instabilité des prothèses sans ciment peuvent être précoces (par insuffisance de fixation secondaire de la tige fémorale ou de la cupule) ou tardives (dus, comme dans les prothèses cimentées, à des descellements par granulome macrophagique ou ostéolyse).

2.1 Douleurs par insuffisance de fixation précoce : (71)

Elles concernent essentiellement la tige fémorale et se caractérisent par leur siège fémoral, leur survenue le plus souvent dans les suites immédiates de l'opération (la prothèse n'a jamais été tout à fait satisfaisante), et par leur caractère mécanique. Elles s'accompagnent souvent d'une instabilité modérée.

Le « **retard de fixation métaphysaire** » survient sur des prothèses destinées à se fixer dans la métaphyse, mais dont l'ajustement a été insuffisant. Les douleurs classiques de descellement s'accompagnent d'un appui monopodal légèrement douloureux et instable, la radiographie montre une prothèse un peu sous-dimensionnée par rapport au tromblon métaphysaire, sans image anormale. A la scintigraphie la périphérie prothétique est hyperfixante. On ne propose pas à ce stade d'orientation chirurgicale car il n'est pas inhabituel que la prothèse migre légèrement distalement et se recale sur une zone où le tromblon métaphysaire est plus étroit. Ainsi au bout de 18 mois, la douleur peut complètement disparaître.

Ailleurs, elle persiste et même s'aggrave, la pointe de la tige s'entoure souvent d'une zone dense véritable piédestal, tandis que la métaphyse prothétique bascule progressivement en varus. Enfin, parfois la métaphyse se stabilise mais apparaît un syndrome de la pointe de tige.

Le « syndrome de pointe de tige » survient dans les prothèses sans ciment qui se sont bien stabilisées dans la métaphyse mais dont la tige diaphysaire n'est pas fixée. Il existe entre l'endoste et la tige, du fait de leur élasticité différente, des micromouvements qui entraînent une douleur bien particulière, située à mi-cuisse, mécanique, stable, ne s'aggravant ni ne régressant significativement avec le temps. Sa fréquence est de 5 à 20% des prothèses sans ciment bien intégrées, selon les modèles. Radiologiquement, les travées osseuses métaphysaires viennent au contact de la prothèse, en regard de la pointe de la tige existe un liseré souligné par une densification osseuse bordante. La scintigraphie montre une nette hyperfixation distale.

En règle générale on se limite à une surveillance radiologique qui confirme l'absence de migration ou de liseré.

En principe, on préfère ne pas réopérer ces prothèses qui sont fortement fixées à la métaphyse et dont l'ablation pourrait menacer le stock osseux, même si la reprise de ces tiges cimentées apporte habituellement l'indolence.

La résorption osseuse proximale par hyposollicitation survient dans les prothèses sans ciment à fixation diaphysaire. Cette fixation distale devient bientôt exclusive tandis que l'os proximal non sollicité se résorbe.

Ce remodelage osseux est en général modérément douloureux, puis devient asymptomatique après un an ou plus. Radiologiquement, l'image est typique avec une extrémité distale de la tige totalement intégrée à l'os, qui est épaissi, densifié, blanchâtre avec hyperfixation scintigraphique.

Cette ostéolyse fémorale proximale ne justifie pas de réintervention si elle est isolée.

Nous rappellerons pour mémoire la non fixation des cupules filetées maintenant peu utilisées. Après une période initiale d'indolence à la fixation mécanique permise par le filetage et l'adaptation de » la cupule à la cavité fraisée, survient un remodelage osseux. Celui-ci s'accompagne le plus souvent d'une résorption osseuse au pôle supérieur de la cupule en charge, avec une légère ascension faisant perdre prise au filetage inférieur. En l'absence d'état de surface rugueux, des micromouvements liés aux sollicitations mécaniques apparaissent, entraînant des douleurs classiques de descellement. Radiologiquement, on ne voit pas d'anomalie au pôle supérieur de la cupule mais un liseré entre son pôle inférieur et la cavité osseuse. Il se complique volontiers d'une verticalisation de la cupule ou d'une ascension avec migration. Le diagnostic est évident, nécessitant rarement le recours à une scintigraphie et impose la reprise.

2.2 Descellements secondaires : (71, 49)

Il s'agit de descellements classiques qui se caractérisent par leur survenue tardive après quelques années d'indolence. Ils sont dus à un granulome macrophagique essentiellement lié aux débris de polyéthylène provenant des faces articulaires et périphériques de la cupule. La symptomatologie est classique avec réduction du périmètre de marche, douleur au passage de la position assise à la position debout, appui monopodal douloureux et instable, force d'abduction diminuée.

Le diagnostic radiologique peut rester difficile sur ces prothèses sans ciment. On ne trouve pas habituellement de liseré sur la cupule, dont la large surface permet généralement d'éviter une migration importante, tout au plus

peut-on voir de temps à autre une géode ostéophytique, notamment autour des vis fixant la cupule impactée. On fait, bien que ces débris d'usure proviennent de la cupule, les signes se trouvent essentiellement au fémur. Il faut y chercher la migration de la tige mais surtout une ostéolyse sous forme de géodes polycycliques le long de la tige prothétique. Le diagnostic est un peu plus aisé en cas de prothèse fémorale cimentée : on trouve des images de liseré sur le scellement fémoral, tant en regard du calcar que du grand trochanter.

- ❖ La scintigraphie est indispensable pour confirmer la suspicion de descellement. Elle montre une hyperfixation à la périphérie de l'élément non fixé et permet de suivre l'évolution du descellement. Une hyperfixation en scintigraphie n'affirme pas de descellement pour les prothèses sans ciment, puisqu'elle peut aussi être expliquée par des anomalies du remodelage : stress shielding, syndrome de la pointe, retard de fixation, mais une scintigraphie normale permet pratiquement d'éliminer le descellement.
- ❖ Si un doute persiste, d'autres explorations ont été proposées :
 - Le test à la Marocaine est réalisé par le chirurgien : si l'injection dans l'articulation prothétique de ce anesthésique local fait complètement disparaître la douleur, le scellement d'une nouvelle prothèse a de fortes chances d'apporter l'indolence ;
 - L'arthrographie ;

- Les scanners dynamiques ont été proposés : ils consistent à effectuer des coupes de la métaphyse fémorale supérieure, dans des mouvements de rotations interne et externe forcées. On regarde si surviennent des variations angulaires entre la direction prothétique et les contours osseux. Une rotation de 2° de la prothèse dans les positions extrêmes suffit à affirmer son descellement ;
- L'imagerie par ultrasons a également été utilisée pour mettre en évidence l'interface prothèse-os, mais elle s'est révélée insuffisamment fiable. Quant à la propagation des ultrasons dans l'os, elle paraît une méthode trop invasive pour pouvoir être utilisée de façon habituelle.

En fait, le diagnostic de descellement d'une prothèse sans ciment est avant tout clinique. Si la symptomatologie est sévère et s'aggrave progressivement, si la scintigraphie n'est pas normale, il est légitime de réintervenir après avoir pratiqué une ponction permettant la recherche d'un sepsis chronique et éventuellement un test) la marocaine. La mise en place d'une prothèse cimentée fait alors disparaître la douleur.

XI LE DIAGNOSTIC DIFFERENTIEL :

1. Le caractère septique ou non du descellement :

Il est au centre de la discussion en raison des incidences pronostiques et thérapeutiques.

Laissons de côté les arguments décisifs comme la fistule pour ne parler que des cas douteux.

En faveur de l'infection, il y'a des arguments anamnestiques importants. Là où les interventions précédentes ont eu souvent des suites difficiles, fébriles, avec la notion parfois d'un écoulement intempestif, d'un hématome post-opératoire ayant dû être évacué.

Au plan clinique, la douleur est souvent plus importante, perdant son caractère mécanique pour devenir permanente.

La vitesse de sédimentation comme la protéine C réactive est très fiable. Parfois une réaction inflammatoire est perceptible avec un taux de plaquettes et une fibrinémie élevée. Par contre, la leucocytose et la polynucléose sont de peu d'intérêt. Nous avons déjà parlé de la scintigraphie.

Postel (117) attache une grande importance à la ponction de hanche sous anesthésie générale et dans des conditions chirurgicales.

Négative, certes, elle ne prouve rien. Positive, elle devient cruciale. Elle précise les conditions de la réintervention (type de salle, précautions techniques), éclaire le pronostic, oriente l'antibiothérapie, qui pourra précéder l'intervention réparatrice.

2. Mais d'autres diagnostics doivent être discutés :

S'agit-il vraiment d'un descellement ?

C'est certes, l'absence de descellement qu'il faut prouver quand la hanche opérée fait souffrir le patient. Toutefois dans de rares cas une douleur même aggravée par la marche ne trouve pas son origine au niveau de la prothèse ni même de la hanche.

De la Caffinière (117) a insisté à juste titre sur la responsabilité de certains canaux lombaires étroits dans l'apparition des sciatiques atypiques, responsables d'une sorte de claudication intermittente neurologique.

Un examen clinique très complet, l'électromyogramme, les radiographies du rachis lombaire, le scanner et la myélographie éclaireront la discussion.

XII TRAITEMENT:

1. Indications de la chirurgie de reprise:

Deux éléments décident de la réintervention : le gêne fonctionnel (douleur, boiterie) d'une part et la certitude de la mobilité de la prothèse sur l'os d'autre part. Elles vont souvent de pair. L'existence d'une ostéolyse extensive endoméduillaire peut en revanche justifier la réintervention avant toute mobilisation de la pièce prothétique et en l'absence de symptomatologie clinique pour arrêter à ce stade les dégâts osseux.

Quand la décision de l'intervention est prise, plusieurs points doivent être étudiés :

1.1 Quantification de l'importance exacte de la destruction osseuse :

Les radiologies de face, de profil, de $\frac{3}{4}$ en donnent une idée assez précise mais la sous-estime toujours. En effet, la perte du stock osseux est souvent majorée par l'ablation des pièces prothétiques.

1.2 Les voies d'abord :

1.2.1 voie postéro-externe de Moore :(135)

C'est la voie d'abord la plus utilisée pour la mise en place de prothèse cervico-céphaliques ou totales.

Le patient est installé en décubitus latéral stricte , deux appuis sacrés et pubiens , maintenant le sujet fermement.

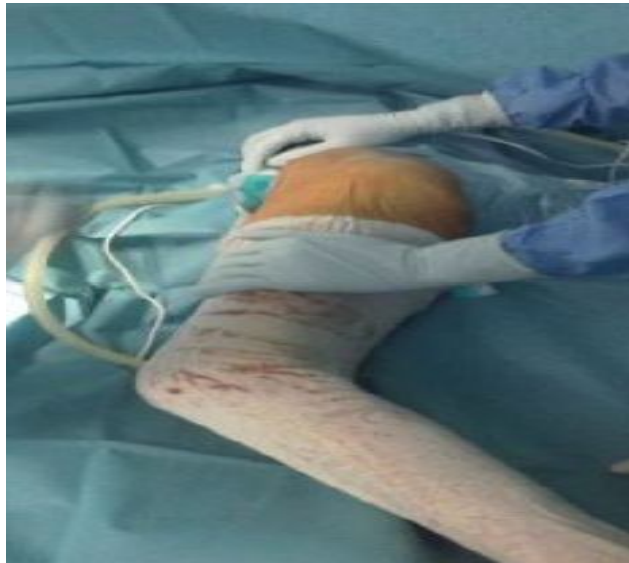


Figure 41 : Installation du malade en décubitus latéral

L'incision est centrée sur la partie postérieure du bord supérieur du grand trochanter dirigée selon le grand axe du fémur sur la cuisse, plus près de son bord postérieur que son bord antérieur, sa partie haute se coude en arrière vers l'épine iliaque postéro-inférieure (environ 8 à 10cm sur chaque branche).

Le trajet : incision du fascia lata plus près de son bord postérieure du fémur que du bord antérieur au sommet du trochanter. L'incision oblique en arrière, dans la direction des fibres du grand fessier. Ces fibres seront dissociées sur 8 à 10 cm. Le membre est alors placé en rotation interne maximale, genou à 90 degrés. Le tendon du moyen fessier est repéré et écarté en avant à l'aide d'un écarteur de LANGENBECK. Les pelvi-trochantériens seront sectionnées à 1 cm de leurs terminaison, puis récliné en arrière pour exposer la capsule.

Après incision de la capsule en arbalète, la luxation de la tête est facilement obtenue en augmentant un peu la rotation interne.

La réparation est simple : suture de la capsule, réinsertion des pelvi-trochantériens (rarement possible), et fermeture du fascia lata .

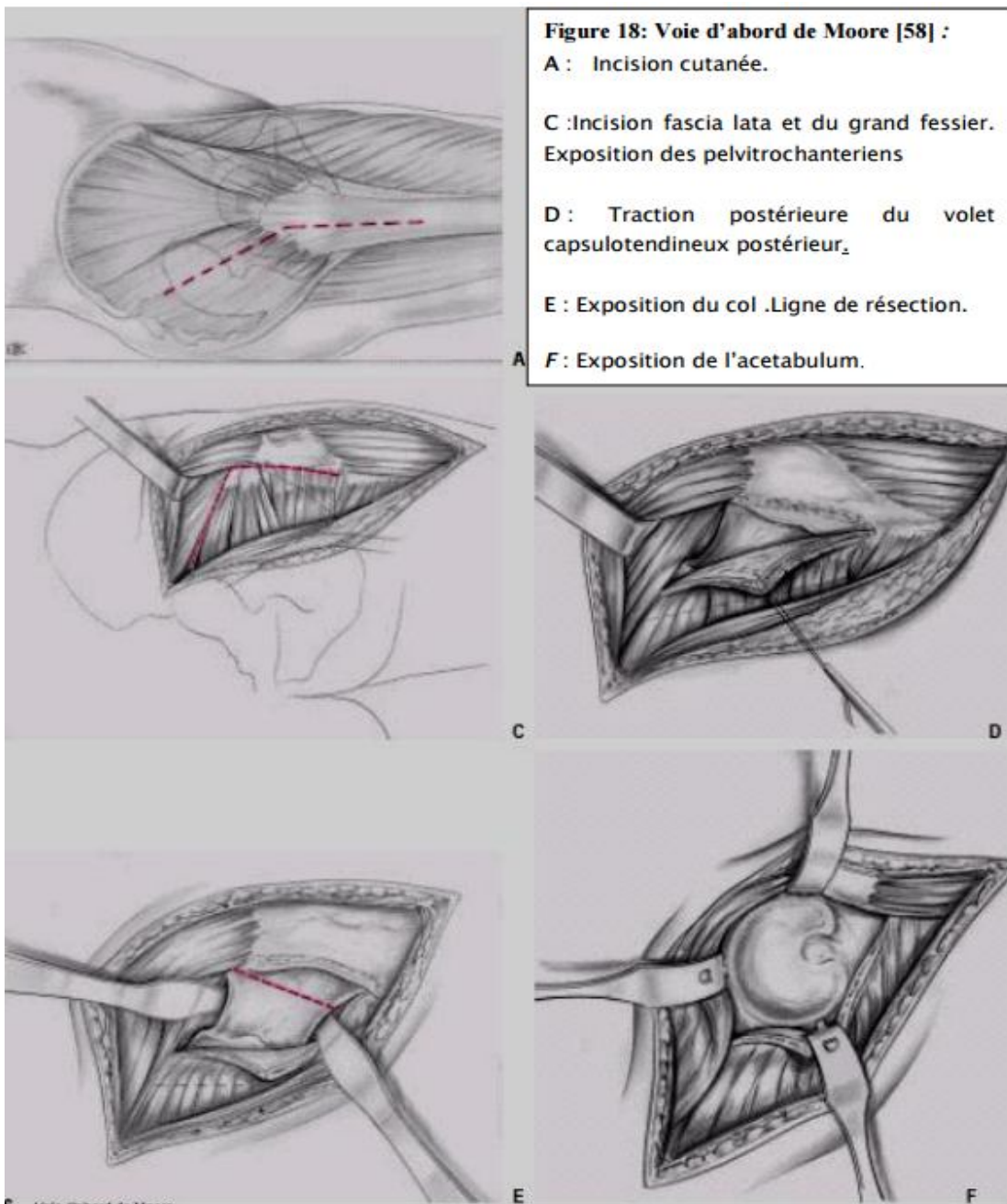


Figure 42 : voie postéro-externe de Moore

1.2.2 Voies trans-trochantériennes

L'ostéotomie du grand trochanter permet de relever ou de déplacer le moyen fessier qui s'y insère, afin d'offrir un meilleur accès à l'articulation.

- **Technique de la trochantérotomie classique :**
- **Trochantérotomie élargie à la corticale externe diaphysaire :**

1.2.3 Voie de KOCHER LANGENBECK (74)

Cette voie permet l'abord de la hanche par voie postérieure en décubitus ventral. Elle peut également se pratiquer en décubitus latéral. Les repères sont représentés par le grand trochanter, la crête iliaque et l'épine iliaque postéro-supérieure.

1.2.4 Voie trans-glutéale ou voie de Hardinge :

1.2.5 La voie trans-fémorale de WAGNER :

1.3 Le choix de la prothèse:

Si la cause du descellement paraît due à la géométrie inadéquate et au comportement mécanique néfaste de la prothèse en place, il est logique d'en changer le type et d'en utiliser une de comportement mécanique plus sain.

Le choix de la prothèse est indissociable du choix de la voie d'abord. En effet, les tiges de longueur standard ne peuvent être associées qu'aux voies d'abord endo-fémorales tandis que les voies trans-fémorales nécessitent des tiges longues.

Il faut choisir le mode de fixation avec ou sans ciment, ainsi que le type de revêtement de surface, d'où la surface peut être lisse, recouverte de simples irrégularités ou revêtue d'hydroxyapatite sur une partie ou sur l'ensemble de la tige.

1.4 La réparation des dégâts osseux :

Il semble logique de réparer les dégâts osseux dès que la destruction apparaît sérieuse pour retrouver une anatomie plus proche de la normale et ceci en utilisant des greffes, ou bien compter sur la régénération osseuse spontanée pour la reconstruction du capital osseux déficient.

L'autogreffe est de peu de secours et généralement insuffisante. Elle peut toutefois fournir un complément non négligeable dont l'intérêt biologique est certain.

Dans notre série : 25% des patients ont bénéficié d'une greffe.

- ❖ L'allogreffe spongieuse cryo-conservée fournie par les têtes fémorales fragmentées en petits morceaux convient très bien à la réparation des destructions cavitaires mais n'est d'aucune utilité pour la réparation des défauts segmentaires.
- ❖ L'allogreffe corticale découpée en héli-cylindres ou en baguettes plus étroites est tout à fait capable de réparer une perte de substance corticale très amincie.

- ❖ L'allogreffe fémorale massive peut être indispensable lorsque le fémur proximal est absent ou totalement détruit. Introduite par l'orifice cervicale dans le fémur très élargi par une ostéolyse extensive, elle peut reconstruire des corticales solides là où elles sont détruites à l'intérieur du canal médullaire, cependant, il faut savoir que s'il est licite de sceller une prothèse dans un greffon massif, il serait vain d'attendre de lui la fixation biologique d'une prothèse sans ciment.
- ❖ Les voies d'abord transfémorales ne nécessitent pas de greffe car on compte alors sur la régénération osseuse spontanée pour combler les pertes de substances osseuses.

1.5 Reconstruction cotyloïdienne :

1.5.1 Rescellement simple :

Après ablation de la prothèse, un nouveau cotyle est scellé dans la cavité agrandie. Le problème majeur dans ce type de reconstruction est celui de la médiocrité de l'ancrage du ciment sur un os qui est souvent scléreux et lisse, il est donc nécessaire d'aviver le cotyle sans créer de perte de substance et de préparer des plats d'implantation.

La médiocrité du support osseux et les difficultés de centrage font parfois préférer la mise en place d'une butée exo ou endo-cotyloïdienne, certains auteurs insistent sur l'utilisation du ciment dit : ciment de deuxième génération, du fait des très bons résultats obtenus par cette technique.(32)

1.5.2 Rescellement avec anneau de soutien :

a. L'anneau d'EICHLER et l'anneau de MULLER :

Lorsque l'appui supérieur paraît insuffisant, c'est-à-dire quand le fond est faible mais présent, on pratique des rescellements en s'aidant de l'appui périphérique de l'anneau de BRUCH ou d'EICHLER ou de l'appui supérieur et périphérique de l'anneau vissé de MULLER.

A ces scellements appuyés, on peut associer des greffes du toit (anneau de BRUCH) ou du fond (anneau de MULLER), ainsi nous nous aidons des anneaux pour donner une stabilité immédiate au scellement mais on pense qu'à long terme seul un appui osseux large au ciment peut être durable.

L'usage de l'anneau de BRUCH donne un appui mais il ne s'adapte pas toujours très bien. Il peut être difficile de s'adapter en antéversion ou rétroversion. Par ailleurs, son volume risque de créer une came antérieure.

L'anneau vissé de MULLER a le gros défaut de devoir être mis très vertical. De ce fait, la cupule cimentée est très découverte (20° environ). Il est indispensable si l'on veut horizontaliser l'anneau de reconstruire le toit par des greffons, mais alors, le matériel s'adapte moins bien..

b. La croix de KERBOULL :

La reconstruction peut faire appel à une croix de KERBOULL (figure 43). Cet implant fût mis au point en 1975, initialement pour traiter les pseudarthroses cotyloïdiennes, les indications ses ont ensuite élargies à toutes les reconstructions cotyloïdiennes. En forme de croix hémisphérique, à 4 branches asymétriques, l'implant est fixé en bas par un crochet obturateur et en haut par un vissage sus-cotyloïdien. Il existe 6 tailles droites et gauches. Cet implant peut être utilisé dans toutes les situations rencontrées. La croix de KERBOULL une fois mise en place, le crochet positionné au rebord inférieur du cotyle et la plaque placée en position verticale, indiquaient précisément la taille et le siège des défauts osseux. Elle permettait de retrouver automatiquement le centre de rotation de la hanche .Elle a aussi l'avantage de maintenir facilement des greffons latéraux recréant les parois antérieures ou postérieures.

Il peut arriver que l'anneau obturateur soit rompu par la marge inférieure du cotyle, et dans ce cas, il faut coincer entre le pubis et l'ischion un greffon taillé en forme de poutre sur lequel le crochet va s'appuyer (65).



Figure 43 : Croix de KERBOULL

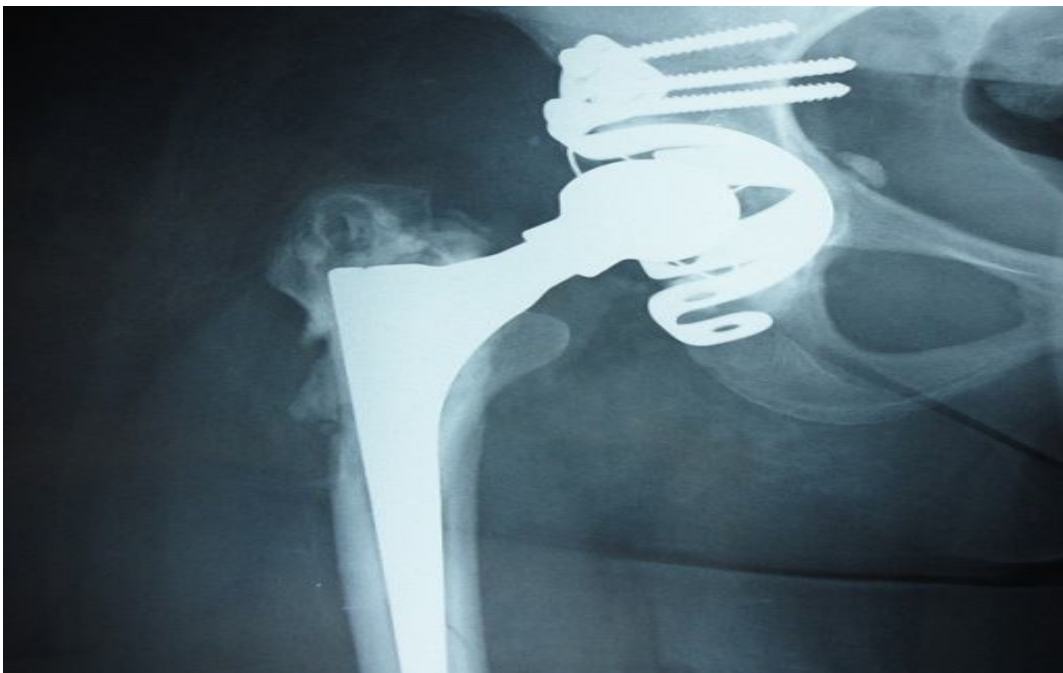


Figure44 : Radiographie de la croix de KERBOULL

c. Cotyle vissé de LORD :

Sa stabilité immédiate est assurée par son appui dans les cornes antérieures et postérieures. Sa tenue à long terme étant assurée par une greffe de toit. Toutefois, il n'est pas rare que malgré un aspect radiographique rassurant, le vissage du cotyle de LORD ne soit pas possible, soit que le manque d'os ait été plus important que prévue, soit que la forme de la cavité cotyloïdienne ne se prête pas au vissage.

En effet, l'ablation du cotyle prothétique et des tétons d'ancrage laisse un cotyle osseux de forme très irrégulière. La tenue du cotyle vissé de LORD ne se fait que sur quelques points osseux. On peut certes agrandir la surface de contact entre la prothèse cotyloïdienne et l'os par des greffes spongieuses qui assurent un bon ancrage à long terme mais, il faut au moins avoir une bonne stabilité mécanique immédiate pour éviter les accidents mécaniques post-opératoires.(65).

d. Prothèse intermédiaire noyée de greffons :technique de DAUTRY :

La technique de DAUTRY consiste à utiliser une prothèse intermédiaire entourée de greffons. Le but de cette méthode est de recréer un cotyle ayant une bonne étoffe grâce à une greffe spongieuse et assurer un modelage progressif de cette dernière.

Cette technique très intéressante a posé plusieurs problèmes. En effet, le remodelage du spongieux ne peut se faire que sur un appui ayant une certaine valeur mécanique. Il faut donc commencer par reconstituer un environnement solide pour y bourrer du spongieux. Elle nécessite des quantités très importantes de greffons. L'utilisation des os de banque selon l'expérience de DAUTRY peut être responsable d'une ascension de la prothèse. D'où l'utilisation de l'autogreffe à partir des prélèvements d'os corti-spongieux sur les deux crêtes iliaques postérieures. La mise en place des greffons est souvent difficile. En effet, il ne suffit pas de poser des greffons corti-spongieux dans la cavité cotyloïdienne avivée.

Lorsque le fond du cotyle a totalement disparu et qu'il existe une protrusion, il faut créer un appui interne. Cet appui a été fait par baguettes corticales prenant appui sur le toit et sur le pubis en avant et l'ischion en arrière. Par ailleurs l'abaissement est difficilement obtenu par simple interposition d'os entre le toit éculé fuyant et la cupule mobile.

Après avoir reconstitué ainsi le fond et le toit à l'aide de greffons corti-spongieux, il faut refaire les parois postérieures et antérieures. En avant, l'interposition de spongieux ne pose pas de difficultés majeures, par contre en arrière, il est impératif d'avoir une paroi monobloc solide afin d'éviter la luxation.

Au terme de cette intervention techniquement difficile, le malade est installé en traction suspension pour une durée de 2 mois. La reprise de l'appui n'est autorisée qu'au 4^{ème} mois révolu.

1.5.3 Les indications :

Après ablation des implants descellés, le cotyle était débarrassé des fausses membranes qui le tapissaient et des fragments de ciment incrustés, les géodes soigneusement curetées. Dès lors, on apprécie la perte du capital osseux selon la classification de VIVES :

Une destruction isolée du toit autorise le plus souvent un rescellement simple. Au besoin le toit sera reconstruit par greffe vissée. Si on craint pour la solidité immédiate du scellement, dans le temps de prise du greffon tectal, on peut y associer un anneau à prise périphérique de type BURCH, MULLER ou KERBOULL.

Une destination isolée du fond peut être reprise par scellement itératif. La reconstruction du fond du cotyle est faite par une greffe opposée, là encore les anneaux de soutien peuvent aider à la stabilité du scellement.

Dans les dégâts plus importants (stade III et IV de la SOFCOT) associant perte de substance du fond et du toit, un bon appui antérieur et postérieur permet parfois la mise en place d'un cotyle vissé de LORD.

Lorsque le plus gros des cotyles vissés de LORD ne tient pas on utilise la technique de DAUTRY. La fracture du cotyle n'est pas une contre-indication à cette technique. Par ailleurs en cas de protrusion ou d'ascension de la prothèse intermédiaire, il est possible de faire une reprise relativement simple soit par cotyle vissé de LORD, soit par scellement classique à condition d'agir avant que la destruction de greffe ne soit trop importante.

1.6 Reconstruction fémorale :

1.6.1. Les tiges cimentées :

Habituellement, dans les reprises avec perte de substance osseuse par tiges cimentées on utilise soit des prothèses surdimensionnées par rapport aux précédentes, soit de tailles plus raisonnables mais associées à des allogreffes qui assurent la reconstruction péri-prothétique. Les reprises fémorales avec apport osseux utilisent des allogreffes morcelées impactées ou bien des allogreffes massives.

a. Le rescelllement simple :

Le rescelllement simple d'une nouvelle pièce fémorale consiste après avoir obturé le canal médullaire sous l'extrémité de la prothèse, à le remplir de méthyle méthacrylate et à implanter une nouvelle prothèse qui peut être identique ou différente de la précédente.

Ceci nécessite l'absence d'attente importante du stock osseux. Ce type de reprise par prothèse cimentée sans greffe est caractéristique d'une certaine population de patients d'âge moyen, qui présente le plus souvent une attente articulaire unique, catégorie A de CHARNLEY, de plus il s'agit plus fréquemment de la première reprise. Lorsqu'un rescelllement simple n'est pas possible on doit avoir recours à des systèmes de reconstruction plus complexes dont il existe plusieurs types (32).

b. Reconstruction spongieuse endo-médullaire par greffes morcelées impactées :

C'est la technique d'EXETER, décrite en 1993 par Ling, elle a été réalisée de façon sporadique par plusieurs équipes pendant de nombreuses années, le principe est de reconstituer l'épaisseur des corticales fémorales, là où elles sont détruites à l'intérieur du canal médullaire par une couche spongieuse provenant de têtes fémorales cryo-conservées finement hachées et fortement impactées dans ce lit de spongieux allogène, on scelle alors au méthacrylate de méthyle une prothèse de dimension normale.

Cette technique peut nécessiter au préalable le renforcement des corticales fémorales proximales, soit parce qu'elles sont partiellement détruites, soit parce que leur fragilité ne peut supporter la pression d'impaction du remplissage spongieux. Ce renforcement peut être réalisé par la mise en place d'un treillis métallique endo-médullaire ou bien exo-cortical. KERBOULL (65) préfère quant à lui utiliser un renforcement par des hémicylindres fémoraux maintenus par des cerclages étagés.

L'utilisation d'un greffon de fémur proximal permet même de reconstruire si nécessaire, un col complètement détruit.

c. Renforcement cortical par opposition externe des greffons corticaux :

Il peut se faire selon les cas avant ou après implantation de la prothèse fémorale. Il est souhaitable de le faire après le scellement de la pièce prothétique, s'il existe une perforation de la cortical (et donc une fuite certaine du ciment), et si l'on ne réalise pas de reconstruction endo-médullaire en sus. On évitera ainsi une interposition de ciment entre corticale et greffons.

Dans d'autres cas on le fait généralement avant, soit parce que les corticales sont continues, soit parce qu'il est nécessaire de les renforcer avant un éventuel bourrage intra-médullaire de spongieux, afin d'éviter leur éclatement sous la pression de l'impaction.

d. Reconstruction endo-médullaire par allogreffe fémorale :

Cette technique, appelée technique de « double fourreau », se propose de doubler sur toute leur hauteur les corticales de fémur supérieur amincies voire même partiellement interrompues. Il s'agit d'utiliser une allogreffe massive de fémur proximal introduite à travers l'orifice vertical à frottement serré dans le canal médullaire.

On scelle dans greffon massif une prothèse standard, cette technique suppose une banque d'os riche en pièces fémorales supérieures d'une longueur moyenne de 20 cm, et de petites tailles pour qu'on puisse y trouver le greffon qui s'adapte exactement.

e. Remplacement du fémur proximal détruit par allogreffe massive :

Une destruction fémorale extrêmement sévère se rencontre parfois après une première PTH lorsque le descellement fémoral a évolué longtemps. Celui-ci peut alors avoir quasiment disparu ou peut être accompagné d'une détérioration du fémur distal. La reconstruction dans ce cas nécessite alors une prothèse à tige longue. On peut opter pour un remplacement osseux du fémur proximal par une allogreffe massive.

La voie d'abord utilisée est alors transfémorale. On prépare le greffon de remplacement qui est un fémur proximal plus ou moins long. Le greffon choisi avant l'intervention avec 4 à 5 cm de plus que la longueur utile calculée, est alésé à la fraise cylindrique pour lui faire admettre la prothèse à longue tige sélectionnée. Celle-ci a été choisie avant l'intervention à partir des radiographies. Cette prothèse ou son fantôme est alors introduite dans le greffon recoupé, et son extrémité distale est introduite dans le fémur distal. Une tentative de réduction permet de s'assurer que celle-ci est possible.

1.6.2. Les tiges non cimentées :

Elles sont utilisées pour stopper l'atteinte du capital osseux constaté dans les rescelllements itératifs (56).

a. Voie transfémorale et tige non verrouillé :

WAGNER commence par repérer le niveau de l'ostéotomie transversale semi circulaire, tel qu'il a été défini sur le plan préopératoire et marque ce niveau en y implantant un clou de TEINMANN. Ce clou correspond à la limite distale

de l'ancien logement prothétique. Il fait alors à ce niveau l'ostéotomie transversale semi-circulaire en ouvrant la corticale entre deux perforations, l'une antérieure, l'autre postérieure. La délimitation ventrale du capot est réalisée par une série de petites ostéotomies. Pour cela il utilise un ciseau étroit introduit à travers le vaste latéral dans la direction de ces fibres jusqu'à la surface osseuse. Le ciseau est ensuite orienté selon la direction de la ligne de délimitation avant de sectionner la mince couche d'os cortical. Le geste sera répété plusieurs fois le long de la ligne de délimitation.

PUGET (113) pratique également la fémorotomie dans les cas de prothèses réputées inextirpables. Il utilise un matériel modulaire depuis 1948. Ce système est un Kit qui comprend une tige fémorale et une embase solidarisiées par une vis d'union. La tige est en alliage de titane. Il n'existe pas de recouvrement de surface de type hydroxyapatite. Un appui diaphysaire est permis par une collerette d'appui à la partie proximale appartenant à la tige de la prothèse. La collerette est percée à sa face supérieure de plusieurs orifices permettant le choix de l'antéversion. La tige de la prothèse est quadrangulaire et autobloquante dans les deux plans.

L'extrémité est en sifflet, l'aspect de surface est rainuré. Au-dessus de cette tige se fixent de façon indépendante une série d'embases. La présence de larges perforations sur le bord externe et interne permet la fixation du médaillon trochantérien lorsqu'on utilise une trochantérotomie digastrique comme la pratique souvent PUGET.

b. Voie transfémorale et tige verrouillé :

De nombreux autres modèles de tiges sans ciment ont été utilisés (environ 40). Ils ont tous permis de vérifier que la reconstruction osseuse fémorale était possible, mais la fixation biologique proximale dans l'os néoformé à partir d'allogreffe spongieux paraît assez aléatoire. Le recul pour la plupart de séries de l'ordre de deux ans et ne laisse pas préjuger de l'avenir. Le revêtement d'hydroxyapatite apporte sans doute « un plus » dans ces reprises puisqu'il paraît possible de se passer de greffe dans nombre de cas. Si la fixation primaire est solide dans la diaphyse, le vide métaphysaire entre la prothèse et les corticales se comble spontanément d'os. De plus le coût et la difficulté d'approvisionnement adéquat des banques d'os attirent vers l'abandon des allogreffes.

c. Le concept press-fit : (73)

Le press-fit est un procédé d'assemblage communément utilisé dans le domaine industriel, l'exemple le plus connu étant la liaison de 2 éléments séparés par un système de cônes morses. C'est aussi un bon moyen pour assurer la stabilité primaire d'une tige fémorale sans ciment de reprise. Ce fut le choix de Wagner en 1987. Pour obtenir un effet press-fit, il faut assurer au niveau de l'interface os/implant une pression supérieure (ou précontrainte aux forces déstabilisantes que sont, pour une tige fémorale, les contraintes à l'enfoncement et en rotation. C'est MORSCHER qui a le mieux défini ce que doit être un press-fit chirurgical à savoir : assurer un contact os/implant sous forme d'une surface et un parfait calage de la prothèse, tout en évitant de trop rigidifier le fémur.

Pour attendre ces trois objectifs, l'implant doit avoir des caractéristiques géométriques bien définies et on estime qu'une tige droite et de configuration conique constitue un bon compromis, surtout si le dessin de l'implant permet des appuis sélectifs dans le plan sagittal en région proximale du fémur et dans le plan frontal en région diaphysaire. Le relief, sous forme d'ailettes longitudinales tranchantes, présente également un réel intérêt dans le cadre du concept press-fit. Bien que le rôle de ces ailettes n'ait pas fait, jusqu'à présent, l'objet d'une étude approfondie, on peut dire qu'elles jouent sûrement un rôle non négligeable pour assurer et, parfois augmenter la surface de contact os/implant ; lors du calage, elles facilitent l'enfoncement de la prothèse ; enfin, elles neutralisent parfaitement les contraintes en rotation, ce qui est un point essentiel lorsqu'il s'agit d'un implant sans ciment.

L'état de surface doit être pris en considération lors du choix de l'implant, mais il faut savoir que, quelles que soient les états de surface (sablage, sulmesh, revêtements ostéoinducteurs etc.), il s'agit de facteurs favorisant ou facilitant l'ostéointégration primaire qui est sous la seule dépendance des caractéristiques géométriques de l'implant.

Avec une tige press-fit, le choix de la voie d'abord fémorale est primordial et la réalisation d'une fémorotomie, sous forme d'un volet latéral pédiculé, est souvent le meilleur moyen pour assurer un effet press-fit efficace. La qualité de la stabilité primaire par effet press-fit ne dépend pas de la hauteur de la zone de contact os/implant mais de la qualité du calage et pour assurer un parfait calage il faut garder une réserve de conicité ce qui nécessite souvent le choix d'une tige courte.

Enfin, ces différents objectifs ne peuvent être atteints que si l'on dispose s'un système modulable. Le press-fit, souvent cité comme moyen pour assurer la stabilité primaire d'un implant sans ciment, est probablement un concept mal connu de la plupart des opérateurs et, dans des conditions, les risques d'une mauvaise application pratique sont importants.

Tout opérateur doit bien connaître les objectifs imposés par le concept de l'implant qu'il a choisi en se rappelant que toute méthode a ses exigences, et que tout implant est un compromis.

1.6.3. Les indicateurs :

A la lumière des résultats de ces différentes techniques, l'attitude thérapeutique est fonction de la destruction osseuse appréciée suivant la classification de la SOFCOT.

➤ Au stade I :

Les corticales sont correctes, à peine amincies. La greffe osseuse semble inutile. La prothèse doit avoir une morphologie adéquate, un comportement mécanique sain, elle peut être au choix cimentée ou non. Les résultats à court terme ne sont pas différentes (Morrey et Kavanagh) (95).

➤ Aux stades II ET III :

Les corticales sont très déficientes. Elles doivent être renforcées. Si l'une d'elles seulement est amincie, ou partiellement interrompue un greffon cortical exomédullaire peut suffire. Si les deux corticales sont sérieusement détruites, il est sans doute préférable de les réparer « par l'intérieur », soit par bourrage de spongieux en utilisant une prothèse cimentée de type et de longueur standard ou

une prothèse sans ciment, plus longue venant se fixer en diaphyse saine, soit en introduisant dans le fémur très élargi un greffon fémoral proximal massif parfaitement ajusté et coincé dans le canal médullaire, une prothèse standard est cimentée dans le greffon.

L'étude de la littérature ne permet pas de donner l'avantage à une technique sur une autre. Les résultats fonctionnels à court terme semblent satisfaisants et les images radiologiques rassurantes.

➤ **Au stade IV :**

La seule réparation osseuse possible fait appel à une allogreffe massive. La fixation la plus solide semble par le scellement d'une tige longue à la fois dans le greffon et le fémur receveur.

2. Les soins post-opératoires :

Sont les mêmes que pour une première prothèse totale de hanche.

L'opéré est laissé libre dans son lit, les pieds légèrement surélevés, les genoux fléchis. Les drains aspiratifs sont enlevés le 3^{ème} jour, le pansement original est remplacé le 5^{ème} jour par un pansement auto collant ou ordinaire plus léger. Les fils de suture cutanée sont enlevés entre le 11^{ème} et le 14^{ème}.

La mobilisation active du pied et du genou est encouragée dès le soir de l'intervention, et une mobilisation douce assistée de la hanche est entreprise le lendemain. Le lever se fait habituellement le 5^{ème} jour entre deux cannes anglaises. L'appui sur le membre opéré est autorisé d'emblée.

Il sera progressivement croissant pour être complet, à la consolidation du trochanter, vers la 6^{ème} semaine.

La récupération de l'amplitude articulaire est rapide et pratiquement spontanée chez la majorité des opérés. Toutefois, les malades dont la coordination motrice ne sont pas parfaites, ou ceux dont la hanche était très raide avant l'intervention ont besoin d'une rééducation. C'est indiscutablement la mobilisation passive de l'articulation qui est la plus bénéfique, qu'elle soit faite par kinésithérapeute ou par l'opéré lui-même à l'aide d'un appareillage très simple fait d'une sangle passée sous le genou, d'une cordelette, d'une poulie de réflexion et d'une poignée. Par traction sur la poignée l'opéré mobilise doucement, sans douleur et sans contraction musculaire intempestive, son articulation qui s'assouplit progressivement. Plus sophistiquée, plus onéreuse, les appareils modernes de mobilisation passive de la hanche ne font pas mieux.

Trois traitements médicamenteux sont institués systématiquement, sauf contre-indication particulière.

L'antibiothérapie préventive débute avec l'induction anesthésique et se prolonge 48 heures.

Le traitement anticoagulant est prolongé 4 à 6 semaines. Le traitement anti-inflammatoire utilise des AINS ; il s'arrête pour la plupart des opérés au 8^{ème} jour. Outre son efficacité antalgique remarquable, il a aussi l'avantage de réduire les ossifications périarticulaires ; si ce risque paraît important, il est prolongé 6 semaines.



Conclusion

Le nombre des révisions d'arthroplastie totale de la hanche est en constante augmentation, la cause principale en est le descellement aseptique, il s'agit d'une intervention souvent difficile surtout si le stade de descellement est avancé avec une destruction osseuse importante. Les buts du traitement sont alors de reconstituer le stock osseux et d'assurer une stabilité suffisante à l'implant afin de permettre au patient une reprise précoce de la fonction de la hanche.

On peut espérer qu'à long terme l'amélioration des biomatériaux compensera l'affaiblissement du stock osseux et que l'on ne verra donc pas le handicap de nos patients s'accroître au fur et à mesure du vieillissement de leur arthroplastie. Mais pour l'instant, la meilleure thérapeutique du descellement est préventive : le suivi régulier clinique et radiographique des patients devront permettre l'augmentation des reprises à un stade précoce, plus faciles et moins traumatisantes pour le patient en dépit des interventions de sauvetage dans le cadre des descellements avancés.

Les techniques chirurgicales sont en pleine évolution avec une priorité donnée aux techniques sans ciment, qui permettent grâce à un verrouillage distale de dispenser de greffe osseuse complémentaire.



RESUME

Titre : Descellement aseptique de la prothese totale de la hanche

Auteur : Ayoub MJIDILA

MOTS CLES : Descellement – Prothèse totale – Hanche – Aseptique.

La prothèse totale de la hanche a transformé la vie fonctionnelle de nombreux patients atteints d'affections invalidantes de l'articulation.

Néanmoins, l'évolution de cette chirurgie n'est pas à l'abri de complications graves, notamment le descellement aseptique qui représente un devenir inéluctable de toute arthroplastie longuement sollicitée.

Nous contribuons à l'étude de cette complication redoutable par 12 cas de descellement aseptique colligés parmi 205 prothèses totales de la hanche implantées au service de traumatologie orthopédie de l'hôpital ibn sina sur une période de 5ans entre 2010 et 2015, soit 5,8%.

L'âge moyen de nos patients était de 59 ans, on note une prédominance masculine avec pourcentage de 58%.

Le délai moyen du diagnostic était de 8ans avec des extrêmes allant de 2mois à 25 ans.

Le descellement était bipolaire chez 9 patients, cotyloïdien isolé dans 2 cas et fémoral isolé dans un seul cas.

Un rescelllement simple a été réalisé chez 9 patients, associé à une greffe chez un seul malade.

La réimplantation avec anneau de soutien a été réalisée chez 2 patients, dans les 2 cas elle était associée à une greffe osseuse.

Les résultats ont été jugés bons chez 7 patients, moyens chez 2 autres et mauvais dans 2 cas. Le recul était insuffisant pour le douzième malade.

Abstract

Title : Aseptic loosening of total arthroplasty of the hip.

Author :Ayoub Mjidila

Keywords loosening total arthroplasty hip aseptic

Total hip replacement has transformed the lives of many functional patients with disabling conditions of the joint.

Nevertheless, the evolution of this surgery is not immune to serious complications including aseptic loosening which is an inevitable fate of any arthroplasty long sought.

We contribute to the study of this serious complication by 12 cases of aseptic loosening collected from 205 total hip replacements implanted in the trauma unit of the hospital orthopedics ibn sina over 5 years between 2010 and 2015, or 5.8 %.

The average age of patients was 59 years, there is a male predominance with a percentage of 58%.

The average time of diagnosis was 8 years with extremes ranging from 2 months to 25 years.

The loosening was bipolar in 9 patients, in 2 cases isolated acetabular and femoral isolated in only one case.

A simple resealing was performed in 9 patients, associated with a transplantation in one patient.

Reimplantation with support ring was performed in 2 patients, in 2 cases it was associated with a bone graft.

The results were considered good in 7 patients, in 2 other ways and bad in 2 cases. The decline was insufficient for the twelfth sick.

ملخص

العنوان: الانفصال غير المتعفن للبدلة الكاملة للورك

من طرف: أيوب مجيديلة

الكلمات الأساسية: انفصال - بدلة كاملة - الورك - غير متعفن.

مكنت البدلة الكاملة للورك العديد من المرضى المصابين بعلل مفصل الورك من استعادة إمكانية المشي وبنائج وظيفية جيدة.

لكن هذه الجراحة ليست في منأى من مضاعفات خطيرة أهمها الانفصال الطاهر الذي يعتبر صيرورة محتمة لكل رآب مفصل طويل التوسل.

نساهم بدراسة هذه الظاهرة بسرد 12 حالة من بين 205 بدلة كاملة للورك ثم غرسها بمصلحة العظام والمفاصل بمستشفى ابن سينا بالرباط على مدة 5 سنوات ما بين 2010 و 2015 أي بنسبة 5.8%

متوسط عمر المرضى يناهز 59 سنة مع أغلبية ذكيرة بينة تقدر بـ 58%

معدل أجل التشخيص يختلف ما بين شهرين و 25 سنة.

الانفصال كان ثنائي القطب عند 9 من المرضى، 2 حالات تمثل الحقي المعزول في حين يشكل الفخذ المعزول حالة واحدة فقط.

صوحت بكفستة تطعيم لدى

تم علاج 9 حالات بواسطة الغرس البسيط صوحت بكفستة التطعيم لدى

مريض واحد.

العلاج كان بواسطة غرس بدلة جديدة مع حلقة الدعم عند حالتين، في كلتا

الحالتين تمت الاستعانة بكفستة التطعيم.

أقيمت النتائج كالتالي : 7 نتائج طيبة، نتيجتان متوسطتان ونتيجتان سيئتان.



Bibliographie

- [1] **A. Dambreville** Les prothèses de hanche sans ciment, techniques opératoires, problèmes et Solutions. Springer-verlag France, 2004.
- [2] **Andersson G B J, Freeman M A R, Swanson S A V.** Loosening of the cemented acetabular cup in Total Hip replacement. *J. Bone Joint Surg*, 1972; 54B, 590-599.
- [3] **ATLAS ANATOMIE.** Anatomie de l'articulation coxo-fémorale.
- [4] **B. Petitdant** L'arthrose : pour en savoir plus *KinesitherRev* 2007;(66):24-7
- [5] **B.G. Weber** Couple métal métalmetasul pour prothèse totale dehanche : développement et premiers résultats *Maîtrise Orthopédique* n°46 - septembre 1995
- [6] **Baldursson H, Hansson L I, Olsson I H, Selvik G.** Migration of the acetabular socket after Total Hip Replacement determined by roentgenstereophoto-grammetry. *Acta Orthop. Scand*, 1980; 51:535-540.
- [7] **Beckenbaugh R D, Ilstrup D M.** Total Hip arthroplasty. *J. Bone Joint Surg*, 1978; 60A: 306-313.
- [8] **Betts F. Wright T, Salvati E A, Boskey A, Bansal M.** Cobalt alloy metal debris in periarticular tissues from total hip revision arthroplasties. *Clin. Orthop*, 1992; 276: 75-82.
- [9] **Blacker, G. J., and Charnley, J.:** Changes in the upper femur after low friction arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res*, (137): 15-23, 1978.
- [10] **Boitzy A.** Pathogénie des descellements cotyloïdiens. *Ann. Orthop. Ouest*, 1983 ; 15 :131-132.

- [11] **Boynton E L, Henry M, Morton J, et al.** The inflammatory response to particulate wear debris in total hip arthroplasty. *Can J Sur* 1995; 38: 507-515.
- [12] **Brien W W, Salvati E A, Betts F, Bullough P. et coll.** Metal levels in cemented total hip arthroplasty. *Clin. Othop*, 1992; 276: 66-74.
- [13] **Burke D W, O'Connor D, Zalensky E B, Jasty M, Harris W H.** Micromotion of cemented and uncemented femoral components. *J. Bone Joint Surg*, 1991; 73B: 33-37.
- [14] **C. Delaunay** Couples de frottement des PTH Ce qu'un chirurgien orthopédiste devrait savoir *Cahier SOFCOT*, 2001
- [15] **Cain T M, Font G T, Brumby S, Howie D W.** Plain film and arthrographic findings in painful total hip arthroplasties with surgical correlation. *Australas Radiol* 1990; 34: 211-218.
- [16] **Callaghan J J, Salvati E A, Pellicci P M, Wilson P D, Ranawat C S.** Results of revision for mechanical failure after cemented total hip replacement. Analysis of recent cases with two to five year follow up. *J. Bone Joint Surg*, 1985; 67A: 1074-1085.
- [17] **Campbell P A, Wang M, Amstutz H C, et al.** Positive cytokine production in failed metal-on-metal total hip replacements. *Acta Orthop Scand* 2002; 73: 506-512.
- [18] **Carlsson, A. S.; Gentz, C. F.; and Linder, L.:** Localized bone resorption in the femur in mechanical failure of cemented total hip arthroplasties. *Acta Orthop Scand*, 54(3): 396-402, 1983.

- [19] **Catelas I, Campbell P A, Dorey F, et al.** Semi-quantitative analysis of cytokines in IMM THR tissues and their relationship to metal particles. *Biomaterials* 2003; 24: 4785-4797.
- [20] **Cates H E, Faris P M, Keating E M, Ritter M A.** Polyethylene wear with cemented metal back acetabular cup in total hip arthroplasty. Communication. 59° congrés American Academy of Orthopaedic Surgeon, Washington DC 1992.
- [21] **Charnley J, Kettlewell J.** The elimination of slip between prosthesis and femur. *J. Bone Joint Surg*, 1965; 47 B: 57-60.
- [22] **Charnley J.** Long term results of a low friction arthroplasty of the Hip. Proceedings of the tenth open scientific meeting of the Hip Society. St Louis, CV Mosby, 1982.
- [23] **Charnley, J., and Cupic, Z.:** The nine and ten year results of the low-friction arthroplasty of the hip. *Clin Orthop Relat Res*, (95): 9-25, 1973.
- [24] **Chevrot A, Najman G, Nicolas P, Bicharzon P.** Prothèse totale de hanche type Charnley. Technique radiologique de mesures angulaires de la pièce cotyloïdienne. Antéversion, inclinaison. Applications des micro-ordinateurs. *Journal de radiologie* 1983 ; vol. 64, n°11,pp. 603-606.
- [25] **Chiba J, Rubash H E, Kim K J, et al.** The characterization of cytokines in the interface tissue obtained from failed cementless total hip arthroplasty with and without femoral osteolysis. *Clin Orthop* 1994; 300: 304-312.

- [26] **Christian Delaunay** Registre des Prothèses Totales de Hanche de la SOFCOT Rapport 2009
- [27] **Chwirut D J.** Long term compressive deformation and damage in acrylic bone cements. *J. Biomed. Mater. Res*, 1984; 18,25.
- [28] **Clarac J P, Pries P, Launay L, Martin P, Freychet H, Nonet P.** Usure des cupules en polyethylene. Etude radiologique sur 123 prothèses totales de Charnley. *Rev. Chir. Orthop*, 1986 ; 72 : 97-100.
- [29] **Collier J P, Surprenant V A, Jensen R E, Mayor M B.** Corrosion at the interface of cobalt alloy heads or titanium alloy stems. *Clin. Orthop*, 1991; 271: 305-312.
- [30] **Collis, D. K.:** Cemented total hip replacement in patients who are less than fifty years old. *J Bone Joint Surg Am*, 66(3): 353-9, 1984.
- [31] **Cooperman DR** Acetabular dysplasia in the adult. *Clin Orthop* 1983 ; 175 : 79-85
- [32] **Courpied J P, Migaud H et Coll.** Reprise fémorale dans les arthroplasties itératives aseptiques de la hanche. Symposium de la SOFCOT 1999. *Rev. Chir. Orthop*. 2000 ; 86, Suppl. 1 : 33-90.
- [33] **D'Antonio, J.; McCarthy, J. C.; Bargar, W. L.; Borden, L. S.; Cappelo, W. N.; Collis, D. K.; Steinberg, M. E.; and Wedge, J. H.:** Classification of femoral abnormalities in total hip arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res*, (296): 133-9, 1993.
- [34] **Darnault** Rééducation de la hanche opérée EMC-Kinésithérapie 1 (2005) 1–32

- [35] **Dorr L D, Bloebaum R, Emmanual J, Meldrum R.** Histologic, biochemical and ion analysis of tissue and fluids retrieved during Total Hip Arthroplasty. *Clin. Orthop* , 1990; 261: 82-95.
- [36] **Dowling J M, Atkinson J R, Dowson D, Charnley J.** The characteristics of acetabular cup worn in the human body. *J. Bone Joint Surg*, 1978; 60B: 375-382.
- [37] **Dumbleton J H.** The tribology of natural and artificial joints. Amsterdam, Elsevier, 1981.
- [38] **Echeverri, A.; Shelley, P.; and Wroblewski, B. M.:** Long-term results of hip arthroplasty for failure of previous surgery. *J Bone Joint Surg Br*, 70(1): 49-51, 1988.
- [39] **F. Boutayeb** Fracture Du Col Fémoral Associée A Une Fracture Du Cotyle Homolatéral Traitée Par Arthroplastie Totale De Hanche Cimentée *Rev MarocChirOrthopTraumato* 2007; 30: 52-53
- [40] **F. Boutayeb** Prothèse totales de hanche non cimentée : à propos d'une série de 45 cas *rev. Mar. Chir.orht.traum.*, 2002, 14,53-55
- [41] **Forest M, Postel M, Kerboull M, Evrard J, Courpied J P.** Arthroplastie totale de la hanche. Springer Verlag, 1985.
- [42] Gachter A, Morscher E. The bone cement cuff in hip endoprostheses. Results of 80 post mortem studies in the cementless fixation of hip endoprostheses. Berlin, Springer Verlag, 1984.
- [43] **Goodman S B, Chin R C, Chin S S, et al.** A clinical pathologic biochemical study of the membrane surrounding loosened and nonloosened total hip arthroplasties. *Clin Orthop* 1988; 244: 182-187.

- [44] Granulomatous reaction in total hip arthroplasty. *Lancet* 1990; 335: 203-204.
- [45] **Griffith M J, Seidenstein M K, Williams D, Charnley J.** Socket wear in Charnley low friction arthroplasty of the hip. *Clin. Orthop*, 1978; 137: 37-47.
- [46] **Gruen T, Mc Neice G M, Amstutz H C.** Modes of failures of cemented stem type femoral components a radiographic analysis of loosening. *Clin. Orthop*, 1979; 141: 17-27.
- [47] **Halley D K, Wroblewski B M.** Long term results of low friction arthroplasty in patients 30 years of age or younger. *Clin. Orthop*, 1986; 211: 43-50.
- [48] **Halley, D. K., and Wroblewski, B. M.:** Long-term results of low-friction arthroplasty in patients 30 years of age or younger. *Clin Orthop Relat Res*, (211): 43-50, 1986.
- [49] **Harris W H, Barrack R L.** Developments in diagnosis of the painful total hip replacement. *Orthopaedic review* 1993; vol. 2, n°4, pp. 439-447.
- [50] **Harris W H, Mc Carthy J C, O'Neill D A.** Femoral component loosening using contemporary technique of femoral cement fixation. *J. Bone Joint Surg*, 1982;64A: 1063-1067.
- [51] **Harris, W. H.:** The first 32 years of total hip arthroplasty. One surgeon's perspective. *Clin Orthop Relat Res*, (274): 6-11, 1992.
- [52] **Heersche J N M.** Mechanism of osteoclastic bone resorption : A new hypothesis. *Calcif Tiss Res* 1978 ; 26 : 81-84.

- [53] **Hierton C, Blomgren G, Lindgren U.** Factors associated with early loosening of cemented Total hip Arthroplasties. *Acta Orthop. Scand*, 1983; 54: 168-173.
- [54] **Howie D W, Vernon Roberts B, Oakeshott R, Manthey B.** A rat model of resorption of bone at the cement bone interface in the presence of polyethylene wear particles. *J. Bone Joint Surg*, 1988; 70A: 257-263.
- [55] **Huk O L, Zukor D J, Antoiou J, et al.** Effect of pamidronate on the stimulation of macrophage TNF- α release by ultra-high-molecular-weight polyethylene particles: A role for apoptosis. *J Orthop Res* 2003; 21: 81-87.
- [56] Hutten D, Dupar Les reconstructions fémorales par prothèse sans ciment et greffes osseuses non massives. *Rev. Chir. Orth*, 1988 ; 75 : 57-58.
- [57] **J.-L. Cartier** La cupule à double mobilité - principes de fonctionnement et spécificités opératoires *Maîtrise Orthopédique* n°121 - février 2003
- [58] **J.P Courpied, I vastel** Traitement chirurgical de la coxarthrose *Encyclopédie médico-chirurgicale* 14-315-a-10
- [59] **J.P.Courpied** Le remplacement prothétique d'une hanche ankylosée *Cahier d'enseignement de la SOFCOT*, 1988 PP 49,60
- [60] **Jasty M, Jiranek W, Harris W.** Acrylic fragmentation in Total Hip replacements and its biological consequences. *Clin. Orthop*, 1992; 285: 116-128.

- [61] **Jasty M; Maloney W J, Bragdon C R, O’Connor D, Haire T, Harris W.H.** The initiation of failure in cemented femoral components of hip arthroplasties. *J.Bone Joint Surg*, 1991; 73B: 551-558.
- [62] **Johnston R C, Brand R A, Crowninshield R D.** Reconstruction of the hips. A mathematical approach to determine optimum geometric relationship. *J. Bone Joint Surg*, 1979; 61A: 639-652.
- [63] **Jones, L. C., and Hungerford, D. S.:** Cement disease. *Clin Orthop Relat Res*, (225): 192-206, 1987.
- [64] **Joz Roland P.** Reprise chirurgicale des descellements aseptiques des arthroplasties totales de hanche. Pourquoi ne pas attendre. *Revue médicale de la Suisse Romande*, 1993 ; 989-997.
- [65] **Kerboull M, Kerboull L.** Traitement chirurgical des descellements fémoraux aseptiques. Reconstitution osseuse par allogreffe et reprise par prothèse cimentée. *EMC. Techniques chirurgicales, orthopédie-traumatologie*, 2000 ; 4-9.
- [66] **Kerboull M.** Traitement des descellements fémoreux aseptiques des prothèses totales de hanche Conférences d’enseignement de la SOFCOT 1996 ; 55, 1-17.
- [67] **Kusswetter H, Gabriel E, Stuhler T ; Morscher E.** Remodeling of the femur in conventionnally implanted hip protheses. The cementless fixation of hip endoprosteses. Berlin, Springer Verlag, 1984.
- [68] **Kwong L M, Jasty M, Mulroy R D, Maloney W J, Bragdon C, Harris W H.** The histology of the radioculment line. *J. Bone Joint Surg*, 1972; 74B: 67-73.

- [69] **Lachiewicz P F, Mc Caskill B, Inglis A, Ranawat C S, Rosenstein B.** Total Hip Arthroplasty in juvenile rheumatoid arthritis. *J. Bone Joint Surg*, 1986; 68A: 502-508.
- [70] **LAHLAIDI A.** Anatomie topographique- application anatomochirurgicale. Vol I. Les membres 269-279.
- [71] **Langlais F.** Descellement de prothèse totale de hanche (diagnostic et orientations thérapeutiques). *Revue du Rhumatisme* 1996 ; 63 : 773-785.
- [72] **Langlais F.** Le polyéthylène en orthopédie : comportement à long terme. Cahiers d'enseignement de la SOFCOT, n°25, pp. 51-60, Paris, Expansion Scientifique Française, 1986.
- [73] **Le Beguec P, Goldschild M.** Reprise d'une prothèse fémorale descellée – Le concept press-fit: Principes et application pratique. *Maitrise orthopédique* n°123 – avril 2003.
- [74] **Letournel E, Judet R.** Fractures of the acetabulum. Heidelberg: Springer Verlag, 1981.
- [75] **Lewis CG, Belniak R M, Hopper S M, Sunderman F W.** Cobalt in periprosthetic soft tissue. *Acta Orthop. Scand*, 1991; 62: 447-450.
- [76] **Lewis J L, Fitzgerald R.** The mechanical state of the bone. *Implant Interface in non-cemented total hip arthroplasty*. New York, Raven Press, 1987.
- [77] **Linder L.** Ultrastructure of the bone cement and the bone metal interface. *Clin. Orthop*, 1992; 276: 147-156.

- [78] **Livermore J, Ilstrup D, Morrey B.** Effect of femoral head size on wear of the polyethylene acetabular component. *J. Bone Joint Surg*, 1990; 72A: 518-528.
- [79] **Lombardi A V J, Mallory T H, Vaughn B K, Drouillard P.** Aseptic loosening in Total Hip Arthroplasty secondary to osteolysis induced by wear debris from titanium alloy modular femoral heads. *J. Bone Joint Surg*, 1989; 71A: 1337-1342.
- [80] **Lortat Jacob A.** Ciments acryliques. Cahiers d'enseignement de la SOFCOT, n°25 ; pp. 71-81. Paris, Expansion Scientifique Française, 1986.
- [81] **M.H. Fessy** La double mobilité *Maîtrise Orthopédique* n°152 - mars 2006
- [82] **Maloney W J, Jasty M, Burke D W, O'Connor D, Zalenski E B, Bragdon C, Harris W H.** Biomechanical and histological investigation of cemented total hip arthroplasties: A study of autopsy retrieved femur after in vivo cycling. *Clin, Orthop*, 1989; 249: 129-140.
- [83] **Maloney, W. J.; Jasty, M.; Harris, W. H.; Galante, J. O.; and Callaghan, J. J.:** Endosteal erosion in association with stable uncemented femoral components. *J Bone Joint Surg Am*, 72(7): 1025-34, 1990.
- [84] **Maloney, W. J.; Jasty, M.; Rosenberg, A.; and Harris, W. H.:** Bone lysis in wellfixed cemented femoral components. *J Bone Joint Surg Br*, 72(6): 966-70, 1990.

- [85] **Mandelin J, Lilijestrom M, Kroom M E, et al.** Imbalance of RANKL/RANK/OPG system in interface tissue in loosening of total hip replacement. *J. Bone Joint Surg* 2003; 85: 196-201.
- [86] **Markolf K L, Amstutz H C.** Compressive deformations on the acetabulum during in vitro loading. *Clin. Orthop*, 1983; 173: 284-292.
- [87] **Mathiesen E B, Lindgren J U, Blomgren G G A, Reinholt F P.** Corrosion of modular hip prosthesis. *J. Bone Joint Surg*, 1991; 73B: 569-575.
- [88] **Mc Beath A A, Foltz R N.** Femoral compartment loosening after Total Hip Arthroplasty. *Clin. Orthop*, 1979; 141: 66-70.
- [89] **Mc Carthy C K, Steinberg G G, Agren M, Leahey D, Wyman E et coll.** Quantifying bone loss from the proximal femur after Total Hip Arthroplasty. *J. Bone Joint Surg*, 1991; 73 B: 774-778.
- [90] **Mc Kellop H A, Sarmiento A, Schwinn C P, Ebramzadeh E.** In vivo wear of titanium alloy hip prosthesis. *J. Bone Joint Surg*, 1990; 72A: 512-517.
- [91] **Miller J, Burke D L, Stachiewicz J W, Ahmed A M, Kelebay L C.** Pathophysiology of loosening of femoral component in Total Hip Arthroplasty. *The Hip (6th open meeting)*, St Louis, CV Mosby company, 1978.
- [92] **Mirra, J. M.; Amstutz, H. C.; Matos, M.; and Gold, R.:** The pathology of the joint tissues and its clinical relevance in prosthesis failure. *Clin Orthop Relat Res*, (117): 221-40, 1976.

- [93] **Moreland L W, Baumgartner S W, Schiff M H, et al.** Treatment of rheumatoid arthritis with a recombinant human tumor necrosis factor receptor (p75)-Fc fusion protein. *N Engl J Med* 1997; 337: 141-147.
- [94] **Moreschini O. et al.** A clinical and electromyography review of the lateral and postero-lateral approaches to the hip after prosthetic replacement. *Hip int.* 1996
- [95] **Morrey B F, Kavanagh B F.** Complications with revision of the femoral component of total hip arthroplasty. Comparison between cemented and uncemented techniques. *J. Arthroplasty*, 1992; 7: 71-79.
- [96] **Muller, M. E.:** Lessons of 30 years of total hip arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res*, (274): 12-21, 1992.
- [97] **Mulroy, W. F., and Harris, W. H.:** Revision total hip arthroplasty with use of so-called second generation cementing techniques for aseptic loosening of the femoral component. A fifteen year-average follow-up study. *J Bone Joint Surg Am*, 78(3): 325-30, 1996.
- [98] **Mulroy, W. F., and Harris, W. H.:** Revision total hip arthroplasty with use of so-called second-generation cementing techniques for aseptic loosening of the femoral component. A fifteen year-average follow-up study. *J Bone Joint Surg Am*, 78(3): 325-30, 1996.
- [99] **Mulroy, W. F., and Harris, W. H.:** Revision total hip arthroplasty with use of so-called second-generation cementing techniques for aseptic loosening of the femoral component. A fifteen-year-average follow-up study. *J Bone Joint Surg Am*, 78(3): 325-30, 1996.

- [100] **N. Passuti** Couples de frottement dans les prothèses totales de hanche
Revue de chirurgie orthopédique et traumatologique (2009) 95S, S32—
S40
- [101] **Nunn, D.; Freeman, M. A.; Tanner, K. E.; and Bonfield, W.:**
Torsional stability of the femoral component of hip arthroplasty.
Response to an anteriorly applied load. *J Bone Joint Surg Br*, 71(3):
452-5, 1989.
- [102] **ODRIG. A.** Les moyens d'union de l'articulation coxo-fémorale.
Laboratoire d'anatomie de la faculté de médecine de Nantes (2006).
- [103] **P. Ficat** La coxarthrose post-dysplasique Cahier d'enseignement
SOFCT, 11, 1980, pp : 55 à 39 129
- [104] **P. Gallinaro** Chirurgie conservatrice des nécroses de la tête fémorale
Sofcot 1992; 42: 99-110 Expansion Scientifique 1992
- [105] **P. Hernigou** Ostéonécroses non traumatiques des épiphyses de l'adulte
EMC de l'appareil locomoteur 14-028-A-10
- [106] **Paprosky, W. G.; Bradford, M. S.; and Younger, T. I.:**
Classification of bone defects in failed prostheses. *Chir Organi Mov*,
79(4): 285-91, 1994.
- [107] **Pellicci P M, Salvati E A, Robinson H J.** Mechanical failures in total
hip replacement requiring reoperation. *J. Bone Joint Surg*, 1979, 61A:
28-36.
- [108] **Peoc'h M, Chenal P, Jacobs J J, et al.** Réactions granulomateuses et
prothèse de hanche. Aspects anatomopathologiques. *Rev Méd interne*
1997 ; 18 : 437-440.

- [109] **Pezzaglia U E, Minoia C, Galtieri G, Gaiteri L. et coll.** Metal ions in body fluids after arthroplasty. *Cta Orthop. Scand*, 1986; 57: 415-418.
- [110] **Pierre Lafforgue** Ostéonécrose de la tête fémorale *Revue du Rhumatisme* 76 (2009) 166–172
- [111] **Pierson, J. L., and Harris, W. H.:** Effect of improved cementing techniques on the longevity of fixation in revision cemented femoral arthroplasties. Average 8.8-year follow-up period. *J Arthroplasty*, 10(5): 581-91, 1995.
- [112] **Pirgent F** L’histoire des prothèses de hanche. Thèse de médecine paris 1985
- [113] **Pujet J, Essig J, Tricoire J L, Chiron P, Utheza G.** Prothèse « PP » dans les descellements fémoraux au cours des reprises de PTH : résultats à moyen terme. *Livre des congrès 1994* ;40.
- [114] **R.Ganz** La chirurgie conservatrice dans la coxarthrose *Cahier d’enseignement de la SOFCOT*, 1994 P 33,40
- [115] **Rand J A, Ilstrup D M.** Comparison of Charnley and T28 total hip arthroplasty. *Clin. Orthop*, 1983; 180: 201-205.
- [116] **Ries M D.** Complications in primary total hip arthroplasty : Avoidance and management : wear. *AAOS Instr Course Lect* 2003; 52: 257-265.
- [117] **RING P A, Redhill,** England Complete replacement arthroplasty of the hip by the ring prosthesis *Journal of Bone and Joint Surgery*, November 1968; vol. 50B: 720-731.

- [118] **Rogers M J, Gordon S, Benford H L, et al.** Cellular and molecular mechanisms of action of bisphosphonates. *Cancer* 2000; 88 (Suppl.): 2961-2978.
- [119] **Ruelle J P.** Les trahisons du chirurgien – les fautes techniques. *Ann. Orthop. Ouest*, 1983 ; 15 : 110-111.
- [120] **Rydell N W.** Force acting on the femoral head prosthesis. *Acta Orthop. Scand*, 1966; Sup.88.
- [121] **Sabokbar A, Fujikawa Y, Neale S, et al.** Human arthroplasty derived macrophages differentiate into osteoclastic bone resorbing cells. *Ann Rheum Dis* 1997; 56: 414-420.
- [122] **Sabokbar A, Kudo O, Athanasou N A.** Two distinct cellular mechanisms of osteoclast formation and bone resorption in periprosthetic osteolysis. *J Orthop Res* 2003; 21: 73-80.
- [123] **Sarmiento A, Ebramzadeh E, Cogan W J, Mc Kellop H A.** Cup containment and orientation in cemented total hip arthroplasties. *J. Bone Joint Surg*, 1990; 72B:996- 1002.
- [124] **Schwarz E M, Looney R J, O’Keefe R.** Anti-TNF- α therapy as a critical intervention for periprosthetic osteolysis. *Arthritis Res* 2000; 2: 165-168.
- [125] **Shanbhag A S, Jacobs J J, Block J, et al.** Human monocyte response to particulate biomaterials generated in vivo and in vitro. *J Orthop Res* 1995; 13: 792-801.
- [126] **Silva M J, Sandell L J.** What’s new in orthopaedic research? *J. Bone Joint Surg Am* 2002; 84A: 1490-1496.

- [127] **Sugiyama, H.; Whiteside, L. A.; and Kaiser, A. D.:** Examination of rotational fixation of the femoral component in total hip arthroplasty. A mechanical study of micromovement and acoustic emission. *Clin Orthop Relat Res*, (249): 122-8, 1989.
- [128] **Sutherland, C. J.; Wilde, A. H.; Borden, L. S.; and Marks, K. E.:** A ten-year follow-up of one hundred consecutive Muller curved-stem total hip-replacement arthroplasties. *J Bone Joint Surg Am*, 64(7): 970-82, 1982.
- [129] **Swanson S A V, Freeman M A R.** The scientific basis of joint replacement. Pitman Medical Publishing Co. Ltd, 1977.
- [130] **Teinturier P, Terver S, Jamarillo C V, Besse J P.** La biomécanique du cotyle. *Rev. Chir. Ortho, Suppl. II* , 1984 ;70 :41-46
- [131] **Tigges S, Roberson J R, Ohen D.** Hip arthroplasty: the role of plain radiographs in outpatient management. *Radiology* 1995; 194: 73-75.
- [132] **Vichard P H Pem R.** Le descellement aseptique des prothèses articulaires du membre inférieur. *Prothèses de hanche et du genou (Actualités et perspectives)* 1988 ; 247-256.
- [133] **Volz R G, Wilson R J.** Factors affecting the mechanical stability of the cemented acetabular component in total hip replacement. *J. Bone Joint Surg*, 1977; 59A: 501-504.
- [134] **Weaver, J. K.:** Activity expectations and limitations following total joint replacement. *Clin Orthop Relat Res*, (137): 55-61, 1978.
- [135] **Wenz F, Gurkan I.** Mini-incision total hip arthroplasty: a comparative assessment of perioperative outcomes. *Orthopedics* 25: 1031-2022.

- [136] **Willert H G, Bertram H, Buchhorn G H.** Osteolysis in alloarthroplasty of the hip. The role of ultra-high molecular weight polyethylene wear particles. *Clini. Orthop*, 1990; 258: 95-107.
- [137] **Willert H G, Ludwig J, Semlitsch M.** Reaction of bone to methacrylate after hip arthroplasty. *J. Bone Joint Surg*, 1974; 56A: 1368-1382.
- [138] **Willert, H. G.; Bertram, H.; and Buchhorn, G. H.:** Osteolysis in alloarthroplasty of the hip. The role of ultra-high molecular weight polyethylene wear particles. *Clin Orthop Relat Res*, (258): 95-107, 1990.
- [139] **Willert, H. G.; Ludwig, J.; and Semlitsch, M.:** Reaction of bone to methacrylate after hip arthroplasty: a long-term gross, light microscopic, and scanning electron microscopic study. *J Bone Joint Surg Am*, 56(7): 1368-82, 1974.
- [140] **Witt J D, Swann M.** Metal wear and tissue response in failed titanium alloy total hip replacements. *J Bone Joint Surg* 1991; *J Bone Joint Surg* 1991; 73B: 559-563.
- [141] **Yoder S A , Brand R A, Pedersen D R, O’Gorinan T W.** Total hip acetabular component position affects component loosening rates. *Clin. Orthop*, 1988; 228: 79-87.
- [142] **Zicat B, Engh C, Gokain E.** Patterns of osteolysis around total hip components inserted with and without cement. *J. Bone Joint Surg*. 1995; 77A: 432-439.

Serment d'Hippocrate

Au moment d'être admis à devenir membre de la profession médicale, je m'engage solennellement à consacrer ma vie au service de l'humanité.

- *Je traiterai mes maîtres avec le respect et la reconnaissance qui leur sont dus.*
- *Je pratiquerai ma profession avec conscience et dignité. La santé de mes malades sera mon premier but.*
- *Je ne trahirai pas les secrets qui me seront confiés.*
- *Je maintiendrai par tous les moyens en mon pouvoir l'honneur et les nobles traditions de la profession médicale.*
- *Les médecins seront mes frères.*
- *Aucune considération de religion, de nationalité, de race, aucune considération politique et sociale ne s'interposera entre mon devoir et mon patient.*
- *Je maintiendrai le respect de la vie humaine dès la conception.*
- *Même sous la menace, je n'userai pas de mes connaissances médicales d'une façon contraire aux lois de l'humanité.*
- *Je m'y engage librement et sur mon honneur.*

قسم أبقراط

بسم الله الرحمن الرحيم

أقسم بالله العظيم

في هذه اللحظة التي يتم فيها قبولي عضوا في المهنة الطبية أتعهد علانية:

- < بأن أكرس حياتي لخدمة الإنسانية .
- < وأن أحترم أساتذتي وأعترف لهم بالجميل الذي يستحقونه .
- < وأن أمارس مهنتي بواجب من ضميري وشرعية في جاعلا صحة مريض هدي في الأول .
- < وأن لا أفشي الأسرار المعهودة إلي .
- < وأن أحافظ بكل ما لدي من وسائل على الشرف والتقاليد النبيلة لمهنة الطب .
- < وأن أعتبر سائر الأطباء إخوة لي .
- < وأن أقوم بواجبي نحو مرضاي بدون أي اعتبار ديني أو وطني أو عرقي أو سياسي أو اجتماعي .
- < وأن أحافظ بكل حزم على احترام الحياة الإنسانية منذ نشأتها .
- < وأن لا أستعمل معلوماتي الطبية بطرق يضر بحقوق الإنسان مهما لاقيت من تهديد .
- < بكل هذا أتعهد عن كامل اختيار ومقسما بشري في .

والله على ما أقول شهيد .

جامعة محمد الخامس - الرباط
كلية الطب والصيدلة بالرباط

أطروحة رقم: 246

سنة : 2015

الانفصال الغير المتعفن للبدلة الكاملة للورك

أطروحة

قدمت ونوقشت علانية يوم :

من طرف

السيد: أيوب مجيديلة

المزاد في 31 يوليوز 1988 بالقبطرة

لنيل شهادة الدكتوراه في الطب

الكلمات الأساسية: انفصال - بدلة كاملة - الورك - غير متعفن.

تحت إشراف اللجنة المكونة من الأساتذة

رئيس

السيد: أحمد البردوني

أستاذ في جراحة العظام والمفاصل

مشرف

السيد: مصطفى محفوظ

أستاذ في جراحة العظام والمفاصل

أعضاء

السيد: محمد أودغيري

أستاذ في جراحة العظام والمفاصل

السيد: فؤاد زوايدية

أستاذ في علم التشريح الدقيق