



UNIVERSITE LILLE 2 DROIT ET SANTE
FACULTE DE MEDECINE HENRI WAREMBOURG

Année : 2016

THESE POUR LE DIPLOME D'ETAT
DE DOCTEUR EN MEDECINE

Etude comparative du couple métal-métal en resurfaçage de hanche et en prothèse totale à grand diamètre : analyse du relargage des ions métalliques.

Présentée et soutenue publiquement le 4 mars 2016 à 18h
au Pôle Formation

Par Pierre-Emmanuel RIDON

JURY

Président :

Monsieur le Professeur Henri Migaud

Assesseurs :

Monsieur le Professeur Carlos Maynou

Monsieur le Professeur Julien Girard

Monsieur le Docteur Christian Delaunay

Directeur de Thèse :

Monsieur le Professeur Julien Girard

Liste des abréviations

ATH	Arthroplastie Totale de Hanche
PE	Polyéthylène
MoPE	Métal – Polyéthylène
MoM	Métal – Métal
CoC	Céramique – Céramique
RSA	Resurfaçage
LDH	Large Diameter Head
ARMD	Adverse Reaction to Metal Debris
ALVAL	Aseptic Lymphocytic Vasculitis-Associated Lesions
CHRU	Centre Hospitalier et Régional Universitaire
MRRC	Maison Régionale de la Recherche Clinique
Cr	Chrome
Co	Cobalt
Ti	Titane
IMC	Indice de Masse Corporelle
HAS	Haute Autorité de Santé
P.T.	Pseudo-Tumeur
N.F.	Non Fait
Ep.	Epanchement
Ao.	Arthroscopie

...

...

Table des matières

Résumé	1
Introduction.....	3
Matériels et méthodes.....	7
I. Cadre de l'étude	7
II. La population	7
A. Prothèse totale de hanche	7
B. Resurfaçage de hanche	8
III. Intervention et suites opératoires.....	9
A. Caractéristiques des implants.....	9
1. L'implant acétabulaire	9
a) L'ancrage acétabulaire	9
b) Matériau (microgéométrie acétabulaire)	10
c) Macrogéométrie acétabulaire.....	11
2. L'implant fémoral de resurfaçage.....	13
3. L'implant fémoral de l'arthroplastie totale.....	13
a) La tête.....	13
b) La bague d'adaptation.....	14
c) La tige fémorale.....	15
B. Techniques opératoires	16
1. Arthroplastie totale de hanche	16
2. Arthroplastie de resurfaçage de hanche(47).....	17
IV. Méthode d'évaluation.....	18
A. Evaluation clinique pré-opératoire.....	18
B. Evaluation clinique post-opératoire.(56).....	19
C. Evaluation radiologique post-opératoire.....	20
D. Evaluation biologique : mesure du chrome, cobalt et titane(63–65).....	21
1. Historique.....	21
2. Protocole.....	22
a) Prélèvement.....	22
b) Analyse du prélèvement.....	22
c) Modalités pratiques.....	23
V. ANALYSE STATISTIQUE	24
Résultats	25
I. POPULATION.....	25
A. L'effectif	25
1. La population Durom® LDH™	25
2. La population resurfaçage Durom®	25
3. Comparaison	25
B. L'âge lors de l'intervention.....	26
1. La population Durom® LDH™	26
2. La population resurfaçage Durom®	26
3. Comparaison	27
C. Recul post-opératoire	28
1. La population Durom® LDH™	28

2.	La population resurfaçage Durom®	28
3.	Comparaison	28
D.	Anthropométrie	28
1.	La population Durom® LDH™	28
2.	La population resurfaçage Durom®	28
3.	Comparaison	28
E.	Niveau d'activité (score de Devane pré-opératoire)	29
1.	La population Durom® LDH™	29
2.	La population resurfaçage Durom®	29
3.	Comparaison	29
F.	Etiologies	29
1.	La population Durom® LDH™	29
2.	La population resurfaçage Durom®	30
G.	Antécédents	31
1.	Score de Charnley	31
a)	La population Durom® LDH™	31
b)	La population resurfaçage Durom®	31
c)	Comparaison	31
2.	Les antécédents chirurgicaux	32
a)	La population Durom® LDH™	32
b)	La population resurfaçage Durom®	32
H.	Intervention	32
1.	La population Durom® LDH™	32
2.	La population resurfaçage Durom®	32
I.	Implants utilisés	33
1.	La population Durom® LDH™	33
2.	La population resurfaçage Durom®	34
3.	Comparaison	34
J.	Récapitulatif des données socio-démographiques	35
II.	RESULTATS CLINIQUES	36
A.	Score PMA	36
B.	Score HARRIS	37
C.	Score Oxford	37
D.	Score de Devane	38
E.	Analyse des scores	39
1.	Comparabilité pré-opératoire entre le groupe LDH et RSA	39
2.	Efficacité de la PTH Durom® LDH™	39
3.	Efficacité du resurfaçage Durom®	39
4.	Comparabilité post-opératoire entre le groupe LDH et RSA	39
F.	Amplitudes et mobilités	40
G.	Inégalité de longueurs	41
H.	Douleur	41
I.	Marche et Fonction	42
J.	Survie	42
III.	COMPLICATIONS	44
A.	Infection	44
B.	Thrombose veineuse profonde	44
C.	Fracture péri-prothétique	44
D.	Hématome	44
E.	Luxation	44
F.	Autre	44
G.	Réaction adverse aux débris métalliques	44

IV.	RESULTATS RADIOLOGIQUES	48
V.	RESULTATS BIOLOGIQUES	49
	A. Taux sanguin d'ion cobalt.....	50
	B. Taux sanguin d'ion Chrome.....	51
	C. Taux sanguin d'ion titane.....	52
	D. Ratio Cobalt / Chrome.....	53
	E. Ratio Cobalt / Titane.....	53
Discussion	54
I.	Population.....	55
	A. Les facteurs d'ajustement sociodémographique	56
	1. L'Age	56
	2. Sexe	56
	3. IMC.....	57
	B. Etiologies.....	57
	C. Niveau d'activité	58
	D. Score de Charnley.....	58
	E. Scores fonctionnels.....	58
	F. Recul moyen post opératoire	59
II.	SOURCES DE RELARGAGE IONIQUE	60
	A. Usure normale de l'implant.....	60
	1. Par frottement	60
	a) Un alliage forgé à haute teneur en carbone,	60
	b) Un jeu articulaire (clearance) faible.....	61
	2. Par corrosion passive de surface.....	61
	B. Usure anormale de l'implant.....	63
	1. « edge loading ».....	63
	a) Dessin de la cupule (α)	64
	b) Inclinaison de la cupule	64
	c) Liée au diamètre.	65
	2. Le contact col prothétique – cupule acétabulaire (impingement)(58) ...	67
	3. La modularité	67
	a) Les matériaux.....	68
	b) La rigidité.....	69
	c) Procédé de fabrication	69
	d) Longueur de col et tige offset.....	70
	e) Temps d'implantation	70
	f) Diamètre fémoral.....	71
III.	Résultats fonctionnels.....	72
	A. Grand diamètre fémoral en arthroplastie de hanche.....	72
	1. Luxation.....	72
	2. Amplitudes articulaires	73
	B. Niveau d'activité	74
	C. Douleur.....	74
	D. Longueur	74
IV.	Scores.....	75
V.	Survie.....	76
VI.	EFFETS SYSTEMIQUES DU RELARGAGE IONIQUE	79
	A. Oncogénicité du couple MoM.....	79
	B. Tératogénicité du couple MoM.....	80
	C. Autre.....	80
VII.	LIMITES DE L'ETUDE.....	81
	A. Puissance de l'étude.	81

B. Biais méthodologiques	81
C. Dosage ionique / biais de mesure	81
Conclusion	82
Références bibliographiques	83
Annexes	96
Annexe 1 : SCORE DE POSTEL – MERLE D’AUBIGNE	96
Annexe 2 : SCORE DE HARRIS.....	97
Annexe 3 : SCORE DE OXFORD	98

RESUME

Contexte : On estime à 500 000, le nombre d'arthroplasties métal-métal à grand diamètre (LDH) implantées dans le monde ces 15 dernières années. Après de bons résultats à court et moyen terme, les registres nationaux ont montré un taux d'échec important avec des complications classiques ou spécifiques (réactions allergiques aux débris métalliques). En association à la corrosion passive, Il a été montré qu'une corrosion à la jonction connecteur – col était une source importante de relargage ionique : le phénomène de trunionite. Notre hypothèse était que le relargage ionique est plus important pour l'implant Durom® LDH™ du fait de la modularité, se traduisant par une dissociation du ratio Cobalt/Chrome.

Matériel et méthode : Il s'agissait d'une étude rétrospective, comparative, ouverte, monocentrique, incluant toutes les arthroplasties à grand diamètre Durom® réalisées entre février 2004 et mars 2006. Etaient exclus les patients porteurs d'une autre arthroplastie. 90 resurfaçages et 83 prothèses ont été inclus. Lors de la révision clinique, les scores de Devane, Oxford, PMA et Harris étaient réalisés, les patients bénéficiaient d'une radiographie de bassin et d'un dosage des ions (chrome, cobalt et titane) sur sang total. Les analyses statistiques ont été réalisées après ajustement sur les facteurs de confusion connus : l'âge, le sexe, l'IMC, le diamètre fémoral, l'inclinaison de la cupule.

Résultats : Le recul moyen était de 9 ans. Les taux médians d'ions chrome, cobalt et titane étaient significativement plus importants dans le groupe LDH ($p < 0.0001$) avec une dissociation des ratios Co/Cr et Co/Ti plus importante dans le groupe LDH ($p < 0.0001$). Il existait également une corrélation entre échec de l'arthroplastie et taux élevés d'ions ($p < 0.0001$).

Discussion : Notre étude retrouvait des taux d'ions élevés dans les deux cohortes en faveur d'une corrosion passive. Les taux étaient significativement plus élevés dans le groupe LDH avec une dissociation du ratio Co/Cr en faveur d'une corrosion à la jonction connecteur - col. Une valeur seuil de 7 μ g/L de Co semblait être la valeur-seuil diagnostique d'échec de l'arthroplastie métal-métal (Sp=99% et Se=92%).

INTRODUCTION

L'arthroplastie totale de hanche (ATH) est une intervention fréquente dont les très bons résultats en termes d'indolence et de restauration de qualité de vie sont communément admis(1). Fort de ces résultats, les indications concernent des patients de plus en plus jeunes et actifs(2–4). Se posent alors deux problèmes majeurs : la durée de vie de l'implant et la diminution du risque de complications post-opératoire.

Concernant la longévité de l'implant, le couple de friction joue un rôle majeur. Un faible taux d'usure est un facteur de longévité de l'arthroplastie. Les particules de polyéthylène (PE) produites par l'usure des couples « dur-mou » (métal-PE (MoPE) ou céramique-PE) sont la principale cause de descellement aseptique(5,6). Afin de diminuer la production de débris d'usure, le polyéthylène hautement réticulé s'est développé ainsi que les couples de friction dits « dur-dur » de première génération tels que le métal-métal (MoM) (chrome cobalt coulé)(7) et la céramique-céramique (CoC) (céramique d'alumine)(8). Des complications spécifiques sont apparues, à type de réactions adverses aux débris métalliques pour le couple MoM et fracture de céramique, de squeaking et de descellement aseptique acétabulaire pour le couple CoC.

Par la suite les progrès de la tribologie et des procédés de fabrication ont conduit au développement du couple de frottement métal-métal (MoM) de deuxième génération. L'un d'entre eux, le couple le Métasul™ a été introduit en pratique clinique par Weber en 1988(9,10), afin de réduire l'usure des implants, et ainsi augmenter leur durée de vie(11–14).

Parmi les complications post-ATH, la luxation est l'une des complications précoces la plus commune mais aussi une cause fréquente de révision à moyen terme(15–18). L'utilisation de tête prothétique de grand diamètre (supérieur ou égal à 36 mm) a permis de diminuer le risque de luxation(19–21) et d'augmenter les amplitudes articulaires(19,22).

En parallèle, l'essor de la deuxième génération des couples métal-métal, a permis d'assister à la résurgence du resurfaçage de hanche (RSA) comme

alternative aux prothèses totales de hanche pour une population de patients jeunes et/ou actifs.

L'implant acétabulaire Durom™ (Zimmer GmbH, Winterthur, Suisse), permettait d'allier le concept de couple de frottement MoM de deuxième génération au concept de tête de grand diamètre.

- Soit associé à l'implant fémoral de resurfaçage Durom™.
- Soit associé aux têtes Métasul® LDH™ (Large Diameter Head) pour l'arthroplastie totale de hanche.

Les tailles de têtes fémorales de grand diamètre (ATH grand diamètre et RSA) ont été très utilisées au cours de la dernière décennie. On estime à 500 000(23), le nombre d'arthroplasties MoM grand diamètre, implantées dans le monde au cours des 15 dernières années.

Les résultats fonctionnels, à court et moyen terme, étaient bons avec un faible taux de luxation, d'usure et une bonne survie(24–27).

Bien que les prothèses MoM présentent un taux d'usure inférieur au MoPE, des débris métalliques sont libérés localement ainsi que dans la circulation systémique. Il a été rapporté la formation de masse péri-articulaire chez certains patients, dénommée pseudo-tumeur(28). Cette masse péri-articulaire est la conséquence d'une réaction immunologique d'hypersensibilité aux particules métalliques. Un terme plus spécifique est également utilisé : ARMD (Adverse reaction to metal debris), le terme d'ALVAL (Aseptic lymphocytic vasculitis-associated lesions) est quant à lui réservé à l'interprétation des résultats histologiques.

Les registres nationaux(29,30) ont montré récemment un taux d'échec important du couple de frottement métal-métal en grand diamètre, avec des complications classiques (descellements précoces) ou spécifiques (réactions allergiques aux débris métalliques).

Ainsi depuis 2013, les autorités de santé françaises ne recommandent plus la pose de prothèses totales de hanche métal-métal à grosse tête (31). Par principe de précaution, au vu de l'incidence des réactions adverses aux débris métalliques, l'utilisation du couple métal-métal est limitée aux resurfaçages de hanche et aux ATH à petites têtes (28 ou 32mm)(32).

De nombreuses études réalisées in vitro suggéraient que des larges composants avec une faible clearance minimisaient l'usure et donc le relargage d'ions(33–37). Toutefois, l'usure de la surface articulaire(38,39) n'est pas la seule source de relargage ionique. Il a été montré qu'un phénomène de corrosion à la jonction tête – col était une source importante de relargage ionique (40–46) : **le phénomène de trunionite**.

De plus, la surface métallique des implants peut également subir une corrosion passive liée au contact avec les fluides corporels entraînant un relargage ionique(47,48).

Notre hypothèse était que l'implant DUROM™ LDH entraîne un relargage d'ions métalliques plus important que l'implant de resurfaçage DUROM™ du fait de la modularité de la jonction tête-col. En effet, ces deux implants présentent des surfaces de frottement aux propriétés tribologiques identiques, un alliage identique, une congruence et donc une clearance (jeu articulaire) identiques.

L'objectif principal de cette étude était donc de comparer le relargage ionique de chrome, de cobalt et de titane de l'implant acétabulaire Durom™ en resurfaçage de hanche versus arthroplastie MoM grosse tête, au recul moyen de 9 ans, sur les critères suivants :

- Y-a-t-il une différence significative des taux sanguins isolés d'ions chrome, cobalt et titane entre l'arthroplastie conventionnelle et le resurfaçage ?
- Y-a-t-il des arguments en faveur d'une implication de la modularité de la jonction tête-col dans le relargage ionique, tel :
 - Une dissociation du ratio cobalt / chrome dans le groupe arthroplastie conventionnelle ?

Les objectifs secondaires étaient :

- Y-a-t-il une différence significative des taux d'ions métalliques, dans le groupe PTH, entre le sous groupe \leq à 50 et $>$ 50, en faveur d'une implication de la corrosion passive dans le relargage ionique.

- Y-a-t-il une différence significative des taux d'ions métalliques, dans le groupe RSA, entre le sous groupe tête prothétique ≤ 48 et > 48 mm ?

- Y-a-t-il une dissociation du ratio Cobalt / titane dans le groupe arthroplastie conventionnelle ?

- Quelle arthroplastie donne les meilleurs résultats concernant :

- le niveau d'activité physique ?
- le risque de luxation ?
- les scores fonctionnels ?
- la survie de l'implant à long terme ?

MATERIELS ET METHODES

I. Cadre de l'étude

Il s'agit d'une étude rétrospective, comparative, ouverte, monocentrique, réalisée dans le service d'orthopédie du CHRU de Lille, entre février 2004 et mars 2006.

Les données biologiques ont été analysées par le Laboratoire de Toxicologie du CHRU de Lille.

L'analyse statistique a été réalisée par l'unité de biostatistiques, de la Maison Régionale de la Recherche Clinique (MRRC) du CHRU de Lille.

II. La population

A. Prothèse totale de hanche

De février 2004 à mars 2006, toutes les prothèses de hanche (PTH) primaires Durom™ LDH™ (Zimmer GmbH, Winterthur, Suisse) implantées dans le service d'orthopédie C du Centre Hospitalier Régional Universitaire de Lille, ont été incluses dans cette étude.

Le pivot fémoral était toujours une tige Alloclassic® Zweymüller® (Zimmer GmbH, Winterthur, Suisse).

Les critères d'inclusion étaient les suivants :

- Arthroplastie primaire,
- Age au moment de l'intervention inférieur ou égal à 70 ans,
- Espérance de vie au moment de l'intervention supérieure à 10 ans,

Les critères d'exclusion étaient les suivants :

- Insuffisance rénale
- Allergie connue aux métaux
- Autre arthroplastie

B. Resurfaçage de hanche

De février 2005 à mars 2006, toutes les arthroplasties de resurfaçage Durom™ (Zimmer GmbH, Winterthur, Suisse) implantées dans le service d'orthopédie C du Centre Hospitalier Régional Universitaire de Lille, ont été incluses dans cette étude.

Les critères d'inclusion étaient les suivants :

- Arthroplastie primaire,
- Age au moment de l'intervention inférieur ou égal à 70 ans pour les hommes et 60 ans pour les femmes,
- Espérance de vie au moment de l'intervention supérieure à 10 ans.

Les critères d'exclusion étaient :

- Insuffisance rénale,
- Allergie connue aux métaux,
- Autre arthroplastie,
- Une inégalité de longueur pré-opératoire supérieure à 1 cm,
- Présence d'un kyste osseux de la tête fémorale supérieur à 1cm,

Pas de contre-indication liée au diamètre de la tête fémorale.

Les critères d'inclusion et d'exclusion étaient identiques pour les 2 cohortes.
Excepté l'inégalité de longueur pré-opératoire supérieure à 1 cm et/ou la présence d'un kyste osseux de la tête fémorale supérieur à 1cm contre indiquant un RSA.
Le type d'implant était laissé à l'appréciation du chirurgien.

III. Intervention et suites opératoires.

A. Caractéristiques des implants.

1. L'implant acétabulaire

Dans tous les cas, l'implant acétabulaire était une cupule Durom™ distribuée par la société Zimmer® (Zimmer GmbH, Winterthur, Suisse).



Figure 1 Cupule Durom™ (Zimmer GmbH, Winterthur, Suisse)

a) L'ancrage acétabulaire

La **stabilité primaire** de l'implant était assurée par un « press-fit » équatorial de 2mm renforcé par 3 ailettes à la périphérie de la cupule. L'ailette la plus longue mesurait 0.5mm. Lorsque les ailettes étaient enfouies, il existait donc un press-fit de 3mm.



Figure 2 Stabilité de l'implant acétabulaire Durom™

La stabilité secondaire était assurée par un revêtement de titane pur, obtenu par projection sous vide d'une torche à plasma : le **Porolock™ TiVPS**. La taille des pores était comprise entre 20 et 60 μm . Sa porosité était de 25 +/- 10 % et sa rugosité comprise entre 20 et 50 μm . Sa résistance d'adhérence était de 66.2 à 76.5 Mpa.

b) Matériau (microgéométrie acétabulaire)

Il s'agissait d'une cupule monobloc, épaisse de 3.7mm, en alliage de chrome-cobalt-molybdène forgé à haute teneur en carbone (0.26 à 0.30% de carbone) : le **Protasul™ 21WF** respectant la norme ISO 5832-12.

Elément	Taux en %
Cobalt	59 à 65.05%
Chrome	26 à 30%
Titane	0%
molybdène	5 à 7%
Carbone	0.20 à 0.25%
Silicium	1%
Manganèse	1%
Nickel	1%
Fer	0.75%

Tableau 1 composition du Protasul™ 21WF

La surface extérieure était recouverte de 0.3mm de titane pur : le **Protasul™ - Ti** (respectant la norme ISO 5832-12) déposé par projection sous vide d'une torche à plasma (**Porolock™ Ti VPS**). L'épaisseur totale de l'implant était donc de 4mm.

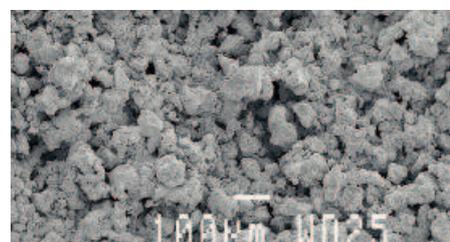


Figure 3 Porolock™ Ti VPS

Elément	Taux en %
Cobalt	0%
Chrome	0%
Titane	99.87%
molybdène	0%
Carbone	0.1%
Silicium	0%
Manganèse	0%
Nickel	0%
Fer	0.03%

Tableau 2 Composition du Porolock™ Ti VPS

c) Macrogéométrie acétabulaire.

Sphéricité : Hors sphéricité susceptible d'affecter le film de lubrification $< 10\mu\text{m}$

Clearance : le jeu diamétral était de $145\mu\text{m}$

Rugosité : il s'agissait d'un implant forgé, la rugosité de surface était alors plus faible, elle était $< 0.005\mu\text{m}$. Ce qui en résulte conduit à diminuer de façon conséquente le taux d'usure par comparaison aux alliages de chrome-cobalt coulé.

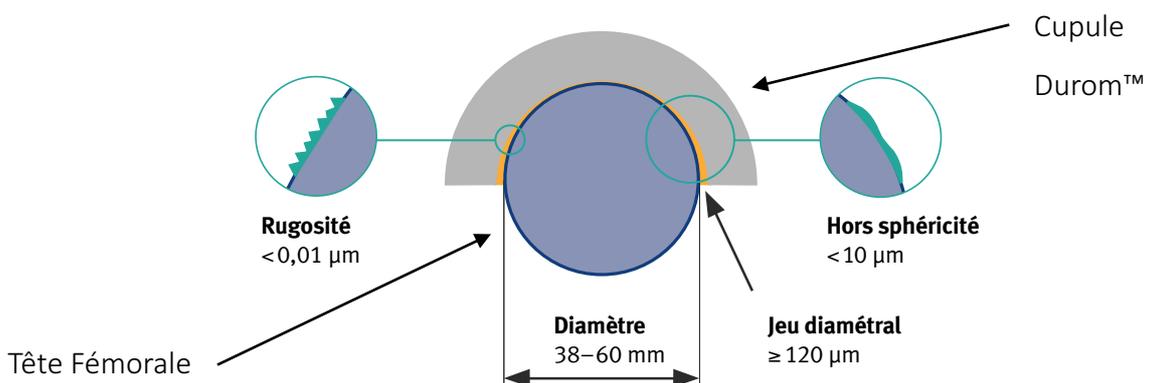


Figure 4 Macrogéométrie de l'implant acétabulaire Durom™

Rigidité acétabulaire : l'épaisseur totale de 4mm assurait une déformabilité de la cupule inférieure à 25 μm lors de l'impaction et 30 μm lors de la mise en charge, évitant ainsi tout risque de grippage.

Géométrie : la cupule Durom™ n'était pas complètement hémisphérique : il s'agissait d'une hémisphère tronquée dont l'angle d'ouverture était de 165°, ce qui permettait d'augmenter les amplitudes articulaires et de respecter au maximum le stock osseux acétabulaire.

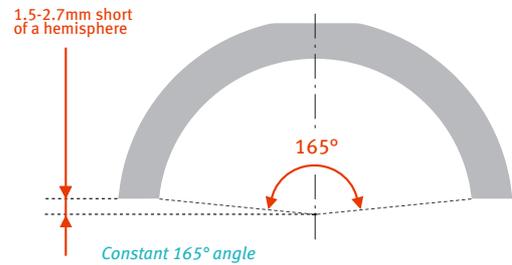


Figure 5 Géométrie de la cupule Durom™

Débattement : de 144° pour un col court en diamètre de tête fémorale 38mm et 167° pour un col long en diamètre de tête fémorale 60mm.

Flexion/Extension

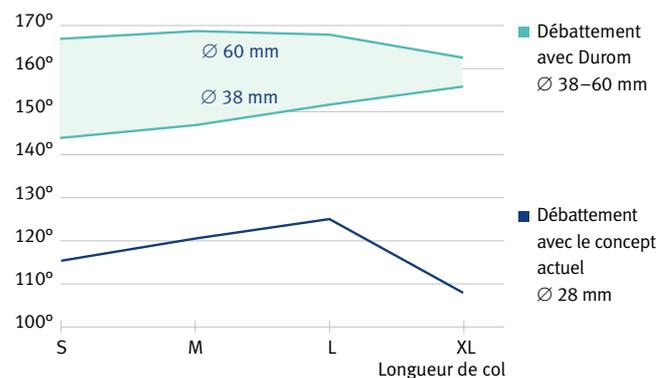


Figure 6 Mobilités avec un cotyle Durom selon le diamètre

Cette cupule existait :

- **Pour l'arthroplastie totale de hanche** : du diamètre 44 au diamètre 66 mm (de 2 en 2 mm) afin d'être appairé avec des têtes Métasul™ LDH™ Durom™ ayant un diamètre inférieur de 6mm.
- **Pour l'arthroplastie de resurfaçage** : du diamètre 44 au diamètre 62 mm (de 2 en 2 mm) afin d'être appairé avec des têtes Métasul™ Resurfacing Durom™ ayant un diamètre inférieur de 6mm.

2. L'implant fémoral de resurfaçage.

L'implant fémoral était une tête fémorale **Métasul® Resurfacing Durom™** distribuée par la société Zimmer®. Chaque tête avait un diamètre inférieur de 6mm à la cupule correspondante.

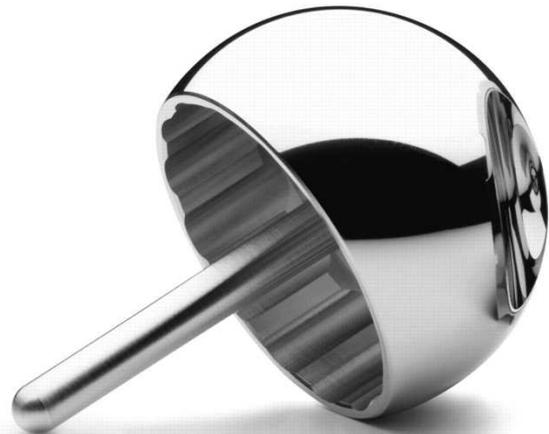


Figure 7 Implant fémoral de resurfaçage Durom™

Il s'agissait d'une **tête monobloc** en alliage de chrome-cobalt-molybdène forgé à haute teneur en carbone (0.2 % de carbone) : le **Protasul™ 21WF** respectant la norme ISO 5832-12.

L'implant était cimenté dans tous les cas, l'épaisseur du manteau de ciment était de 0.5mm. La tête présentait des loges à ciment dans la partie interne pour la pressurisation du ciment sur l'os spongieux et pour assurer un rôle anti-rotationnel.

La tige était en Protasul™ - 20, elle servait exclusivement au centrage.

Cet implant existait en 10 tailles : de 38 mm à 56 mm (de 2 mm en 2 mm) pour être appairé à un composant acétabulaire de 44 mm à 62mm.

3. L'implant fémoral de l'arthroplastie totale.

a) La tête.

Il s'agissait de têtes prothétiques **Métasul® LDH® Durom™**, distribuées par la société Zimmer®, le diamètre allait de 38 mm à 60 mm (de 2 mm en 2 mm). Chaque tête avait un diamètre inférieur de 6 mm à la cupule correspondante.

Elles représentaient 2/3 d'une sphère et étaient pourvues d'un orifice conique 18/20 recevant des **bagues d'adaptation aux cônes-morses** 8/10 et 12/14.

Les têtes de plus petits diamètres étaient pleines (38 mm à 48 mm) tandis que les têtes plus grandes (50 à 60 mm) étaient évidées pour les rendre plus légères.

	Têtes pleines						Têtes évidées					
Taille (mm)	38	40	42	44	46	48	50	52	54	56	58	60
Poids (g)	146	174	206	240	276	316	254	277	299	326	351	382

Tableau 3 Têtes prothétiques Métasul® LDH® Durom™

b) La bague d'adaptation.

Les bagues s'adaptent d'une part à la tête et d'autre part aux cônes morses 8/10 ou 12/14 des tiges fémorales. Dans le cas présent, pour la tige Alloclassic® Zweymüller®, **seuls les adaptateurs 12/14 étaient utilisés.**

Quatre longueurs de col étaient disponibles (-4 ; 0 ; +4 ; +8).

La présence de cette bague augmentait la modularité avec la présence de deux cônes morses.

Il s'agissait de **Protasul™ 20**, un alliage de Chrome-cobalt-molybdène respectant la norme ISO 5832-12.

Élément	Composition en %
Cobalt	58.9 à 64.9%
Chrome	26 à 30%
Titane	0%
molybdène	5 à 7%
Carbone	0.35%
Silicium	1%
Manganèse	1%
Nickel	1%
Fer	0.75%

Tableau 4 Composition du Protasul™ 20



Figure 8 Têtes Métasul™ LDH™ (l'une pleine et l'autre évidée) et adaptateurs (Zimmer GmbH, Winterthur, Suisse).

c) La tige fémorale.

Dans tous les cas, l'implant fémoral était une **tige Alloclassic® Zweymüller®**, distribuée par la société Zimmer®.

Il s'agissait d'une tige droite, non cimentée, à ancrage diaphysaire, avec un cône morse de 12/14, en alliage de titane **Protasul™ - 100** respectant la norme ISO 5832-11. Le module d'élasticité du Protasul™ - 100 était de 105 kN/mm²min.

Élément	Composition en %
Titane	85 à 87%
Niobium	6.5 à 7.5%
Aluminium	5.5 à 6.5 %
Tantale	0.5%
Fer	0.25%
Carbone	0.08%

Tableau 5 Composition du Protasul™ - 100

Selon la planification pré-opératoire et les constatations per-opératoires, le chirurgien disposait d'une gamme d'implant standard (SL) d'angle cervico-diaphysaire de 131° et d'une gamme offset (SLO) d'angle de 121°. Pour chacune d'elles, il existait 14 tailles différentes (01, 0, 1, ..., 11, 12). La taille et l'offset avaient une croissance homothétique.

B. Techniques opératoires

Tous les patients ont été opérés par **voie d'abord postéro-latérale**(49,50), en décubitus latéral, sous flux laminaire vertical.

Une antibioprofylaxie péri-opératoire par Céphalosporine de première génération (céfazoline – céfacidal® - 2g IV) était réalisée de manière systématique.

Une prophylaxie anti-thrombotique par Héparine de bas poids moléculaire était systématiquement prescrite pour une durée variable de 4 à 6 semaines.

L'appui complet était autorisé dès l'ablation des redons.

Aucune consigne spécifique n'était donnée pour la prévention des luxations.

1. Arthroplastie totale de hanche

Après la coupe du col fémoral, le temps acétabulaire était effectué en premier : excision du labrum, excision du moignon de ligament rond et repérage du fond du cotyle, ablation des ostéophytes. Ensuite la cavité acétabulaire était fraisée de façon progressive, par incrément de 2 mm, avec des fraises de tailles paires, jusqu'à obtenir une cavité hémisphérique avec un os sous-chondral avivé. L'implant acétabulaire d'essai, de même taille que la dernière fraise, était alors mis en place. La cavité acétabulaire était alors lavée au sérum physiologique puis séchée, permettant l'impaction du composant acétabulaire définitif Durom™. La taille choisie pour l'implant définitif était celle de la dernière fraise.

L'impaction se faisait donc « en force » et sans sur-fraisage : le diamètre de cupule implantée était 2 mm plus large que celui du cotyle d'essai et de la dernière fraise utilisée. En effet, le diamètre équatorial réel de la cupule était supérieur de 2 mm à son diamètre nominal. De plus les ailettes périphériques renforçaient l'effet press-fit, puisqu'elles mesuraient 0.5mm. Le press-fit était donc de 3 mm lorsque les ailettes étaient enfouies.

Le temps fémoral était ensuite effectué de façon classique, une tige Alloclassic™ Zweymuller™ était implantée.

Aucune prévention des ossifications hétérotopiques n'était réalisée hormis un lavage abondant au sérum physiologique (2 à 3 litres).

2. Arthroplastie de resurfaçage de hanche(51).

La capsulotomie était réalisée en T.

Le diamètre de la tête fémorale native du patient était mesuré et servait de référence pour le diamètre des implants.

Le temps fémoral était effectué en premier. Après ablation d'éventuels ostéophytes, l'axe du col était déterminé en s'aidant du calcar à la partie inférieure et du bord supérieur du col. L'axe était alors tracé sur la tête et non sur le col afin d'éviter d'éventuelles lésions des tissus mous péri-cervicaux. Une position de valgus de 5° par rapport à cet axe était alors déterminée puis introduction d'une broche de Kirschner suivant cet axe. Une coupe fémorale proximale de 6 à 9 mm était alors réalisée. Le réglage de la translation antéropostérieure et supéro-inférieure de l'implant était effectué à l'aide de l'ancillaire puis vérification de l'absence d'encoche à l'aide du stylet. Enfin la coupe fémorale était réalisée avec un surdimensionnement volontaire afin de s'adapter au diamètre de la cupule. La finalisation fémorale se fera après la préparation acétabulaire.

Le temps acétabulaire. La tête fémorale était translaturée en avant de l'acétabulum. Le fraisage était effectué de façon progressive, avec un incrément de 2 mm, jusqu'à obtention d'un os sous-chondral saignant. L'impaction se faisait également en force, le diamètre équatorial de l'implant étant supérieur de 3 mm par rapport à la dernière fraise. La cupule était inclinée à 40° et antéversée parallèlement au ligament transverse.

Finalisation de la composante fémorale. La coupe fémorale était réalisée à l'aide du chanfrein. Des essais étaient ensuite réalisés. L'implant fémoral était alors impacté et scellé avec du ciment basse viscosité.

Une prévention des ossifications hétérotopiques était réalisée, en complément d'un lavage abondant au sérum physiologique, par l'administration postopératoire d'un anti-inflammatoire de type indométacine durant dix jours en l'absence de contre-indication médicale.

La pratique des sports portés était autorisée à partir de la 6ème semaine, les sports à impact à partir de la 8ème semaine.

IV. Méthode d'évaluation.

Tous les dossiers et tous les patients ont été revus par un examinateur unique et indépendant, n'ayant pas participé aux interventions.

A. Evaluation clinique pré-opératoire.

L'interrogatoire et l'analyse des dossiers permettaient de rechercher :

- les antécédents médico-chirurgicaux des patients notamment une allergie aux métaux, une insuffisance rénale et la présence d'autres implants métalliques dans les corps.

- l'étiologie
- l'anamnèse concernant la hanche opérée
- poids, taille
- une inégalité de longueur des membres inférieurs.

Tous les patients ont bénéficié avant l'intervention d'une évaluation clinique selon les scores : de Postel-Merle D'aubigné, de Harris, de Devane, de Charnley et le score Oxford hanche.

- **La cotation de Charnley**, modifiée par Sutherland(52,53), permettait la prise en compte des handicaps orthopédiques ou médicaux pouvant retentir sur la fonction.

A	Problème isolé de la hanche du côté opéré, sans aucun autre facteur limitant l'activité, que les autres articulations soient opérées ou non.
B	Problème de la hanche du côté opéré et facteur de handicap significatif de la hanche controlatérale opérée ou non.
C	Un ou plusieurs facteurs de handicap significatif peuvent être mis en évidence en dehors des hanches.

Tableau 6 Cotation de Charnley, modifiée par Sutherland

- **Le score de Postel-Merle D'aubigné(54)** (PMA) étudiait 3 items (douleur, mobilité et marche/stabilité) et attribuait équitablement 6 points à chacun de ces items. Les résultats pouvaient aller de zéro (mauvais) à 18 (excellent).

- **Le score de Harris(55)** (HHS : Harris Hip Score), étudiait 5 items (douleur, marche, activité, attitude vicieuse de la hanche et mobilité), donnait une prépondérance aux items « douleur » (44% du score) et « marche » (33 % du score)

tandis que l'item « mobilité » ne représentait que 10 % du score. Les résultats pouvaient aller de zéro (mauvais) à 100 (très bon).

- **Le score d'Oxford**(56–58), il s'agissait d'un auto-questionnaire subjectif rempli par le patient sans influence de l'examineur, il portait sur 12 questions, chacune attribuant des points allant de 1 à 5. Les résultats pouvaient aller de 60 (mauvais) à 12 (très bon).

- **La cotation de Devane**(59) permettait de préciser et de classer le niveau d'activité des patients. Il permettait une classification du patient en 5 catégories.

Grade 1	Sédentaire, besoin d'assistance.
Grade 2	Semi-sédentaire, travaux ménagers.
Grade 3	Activité de loisir, jardinage, natation.
Grade 4	Travail léger, sport loisir.
Grade 5	Travail physique exigeant, sport de contact ou compétition.

Tableau 7 Cotation de Devane

Il était évolutif dans le temps et permettait d'évaluer les bénéfices sociaux et professionnels apportés par l'intervention.

B. Evaluation clinique post-opératoire.(60)

Suites opératoires.

Les complications survenues dans les trois premiers mois étaient détaillées :

- luxation,
- infection,
- fracture,
- hématome,
- lésion nerveuse,
- thrombose veineuse profonde.

Résultats.

Tous les patients ont été revus par un examinateur unique et indépendant, n'ayant pas participé aux interventions.

L'interrogatoire recherchait la survenue de complications.

L'examen clinique évaluait :

- le score de Postel-Merle d'Aubigné,
- le score de Harris,
- le score d'Oxford,
- la cotation de Devane

Il était également recherché :

- la présence d'une inégalité de longueur des membres inférieurs en décubitus dorsal.(61)
- la présence d'une douleur inguinale.

Dans le groupe Durom® LDH™ un effet came était systématiquement recherché.(62)

De même que les complications à long terme :

- Infection
- Luxation

C. Evaluation radiologique post-opératoire.

Les patients ont bénéficié de radiographies standards de bassin de face en charge. Seules celles répondants à certains critères ont été retenues(63–65) (distances a et b inférieures à 2 cm), permettant de prendre en compte la bascule et la rotation du bassin.

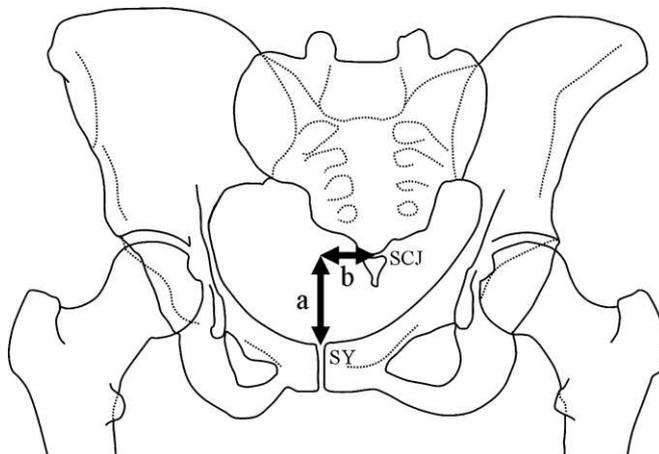


Figure 9 Critères de qualité d'une radiographie de bassin de face modifiés selon Tannast et al.(63,64).

La distance a, définie par la distance verticale entre le bord supérieur de la symphyse pubienne et le centre de l'articulation sacro-coccygienne, est un indicateur de bascule du bassin.

La distance b, définie par la distance horizontale entre la symphyse pubienne et le centre de l'articulation sacro-coccygienne, est un indicateur de rotation du bassin.

L'inclinaison de la cupule était mesurée selon l'angle de couverture externe ou angle formé par le grand axe de la cupule et la ligne bi-U(66).

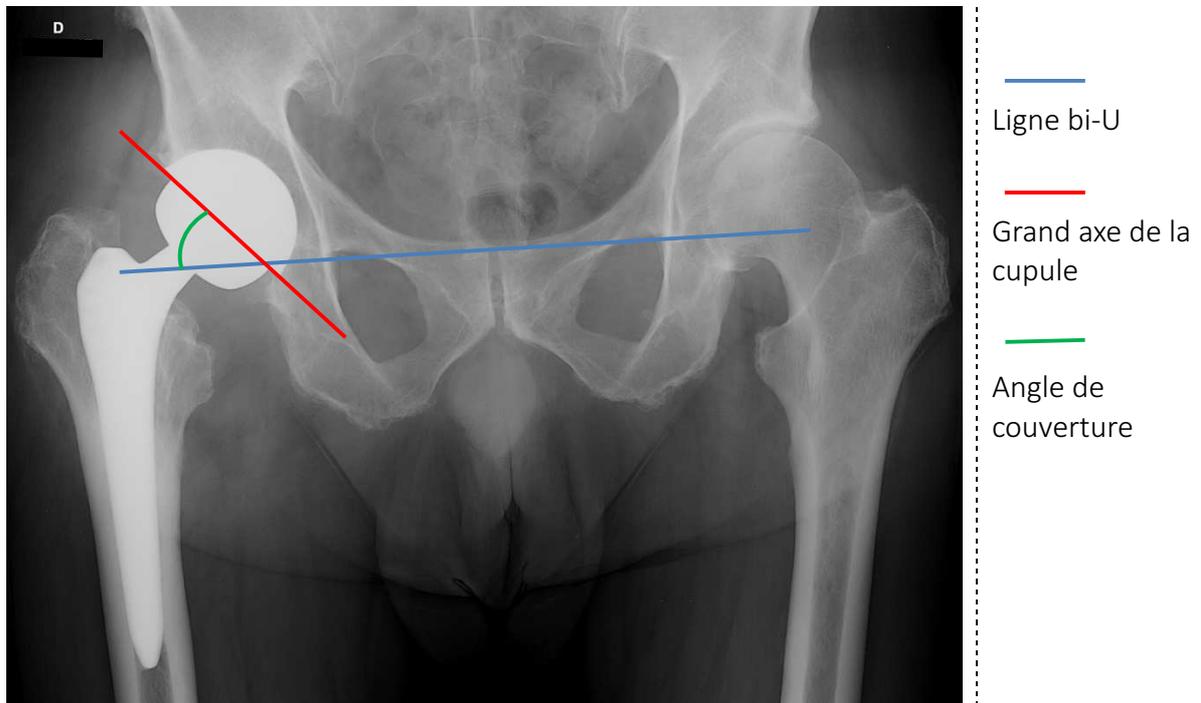


Figure 10 Mesure de l'angle de couverture externe

D. Evaluation biologique : mesure du chrome, cobalt et titane(67–69).

1. Historique.

Le dosage sanguin des ions Chrome, Cobalt et Titane est utilisé pour assurer la surveillance des patients porteurs de prothèses à couple métal-métal. Il est également réalisé en Médecine du Travail, chez les professionnels exposés à des métaux (peinture industrielle notamment).

Toutes les mesures effectuées dans notre série sont conformes au protocole de dosage des ions métalliques mis en place par le Pr J. Girard en partenariat avec le Laboratoire de Toxicologie (Centre de Biologie Pathologie) du CHRU de Lille (Dr Anne Garat) en 2006.

2. Protocole.

a) Prélèvement

Les prélèvements ont été réalisés à partir d'une veine périphérique, à l'aide d'une aiguille creuse. Les différences de composition de ces aiguilles (selon le lot) pourraient modifier les résultats des taux d'ions métalliques, mais ces différences sont largement sous le seuil de détection de 0,1µg/L et donc tout à fait acceptables. Le même type d'aiguille (même laboratoire) a été utilisé pour l'ensemble des prélèvements, à savoir BD Vacutainer, type Eclipse Blood Collection Needle. Le prélèvement, réalisé sur un tube sec, « metal free » (scellé sous vide et non exposé à ces métaux lors de sa confection).

Il est ensuite acheminé au laboratoire de toxicologie du CHRU de Lille pour l'analyse du taux des ions Chrome (Cr), Cobalt (Co) et Titane (Ti). Le délai d'acheminement des tubes au laboratoire était relativement variable, pouvant être décomposé en deux temps : tout d'abord le délai entre le prélèvement et l'envoi du tube, puis le transport réel entre le lieu de prélèvement (bâtiment de consultation de Roger Salengro) et le laboratoire d'analyse. Pendant le délai entre le prélèvement et l'envoi, les tubes ont été systématiquement conservés à 4°C. Ensuite, la proximité du laboratoire (environ 400 mètres) et l'utilisation du système pneumatique T.A.L. (Transport Automatique Léger), nous a permis d'éliminer les erreurs liées aux conditions de transport, puisque ce dernier a été considéré comme instantané. Enfin, le délai entre le prélèvement sanguin et la prise en charge du tube par l'équipe de Toxicologie ne modifie pas les résultats du dosage des taux d'ions Cr, Co et Ti, tant que le tube est conservé à 4°C.

b) Analyse du prélèvement

De l'hélium est utilisé comme gaz de collision à un débit de 130 ml/min. Les échantillons sanguins sont dilués au 1/10e dans de l'eau purifiée sur le système Synergy™185 (Millipore, St-Quentin en Yvelines, France) contenant 0,05 % d'ammoniaque et 0,1 % de triton. Le sang témoin utilisé pour la validation de la méthode provient de l'Etablissement Français du Sang (Lille). Le contrôle de qualité interne est réalisé à l'aide de sang titré en Chrome, ou Cobalt ou Titane (Sero, Billingstad, Norvège). La méthode développée est linéaire entre 0,1 et 8 µg/L ($r^2 > 0,99$). La limite de détection est de 0,05µg/L et la limite de quantification est de

0,1 µg/L. La répétabilité et la fidélité intermédiaire sont respectivement inférieures à 6 et 8 %, et l'exactitude est de 98 % (3,27). Pour les patients étudiés pour calibrer l'appareil, la concentration moyenne de Titane sanguin, avant arthroplastie de hanche ou de genou, était de 2,1µg/L (1,7-3,6).

Le taux de Chrome, de Cobalt et de titane étaient mesurés par technique de spectrométrie de masse, de type ICP-MS de type Varian 820-MS (Bruker, Wissembourg, France) équipé d'une cellule de collision permettant d'éliminer les interférences spectroscopiques.

c) Modalités pratiques.

Tous les patients étaient prélevés par la même infirmière selon une technique identique : une fois le cathéter en place, le trocart était retiré, un premier volume de 5 ml jeté puis deux nouveaux de 5 ml prélevés.

Un volume était conservé entre 0 et +4°C et envoyé au laboratoire de toxicologie du CHRU de Lille par le T.A.L.

Un volume était conservé au congélateur (par le laboratoire du CHRU de Lille), en cas de perte ou de délai d'acheminement trop long.

Lorsqu'un dosage était considéré comme élevé, il était effectué de nouveau au laboratoire de toxicologie. En cas de résultat élevé confirmé, un nouveau dosage était réalisé après quelques semaines.

V. ANALYSE STATISTIQUE

L'analyse était réalisée par le service de biostatistiques du CHRU de Lille.

Les paramètres quantitatifs ont été décrits en terme de moyenne et de déviation standard ou de médiane et d'intervalle interquartile. La distribution des paramètres quantitatifs a été vérifiée graphiquement et à l'aide du test de Shapiro Wilk. Les paramètres qualitatifs ont été présentés en terme de fréquence et de pourcentage.

La comparaison des facteurs de confusion entre les groupes ATH et RSA a été menée par un test du Chi-deux ou du Fisher pour les paramètres qualitatifs, et par un test de Student ou de Mann-Whitney pour les paramètres quantitatifs. Les mêmes tests ont été utilisés pour les paramètres secondaires.

La comparaison des taux d'ions ainsi que les ratios cobalt/chrome et cobalt/titane **entre les deux groupes** a été réalisée par une régression linéaire multivariée intégrant comme facteurs d'ajustement l'âge, le IMC, le sexe, l'inclinaison de la pièce acétabulaire et la taille de l'implant fémoral. La distribution des taux d'ions ne suivant pas une loi normale, ils ont été transformés en log afin de pouvoir utiliser un modèle multivarié paramétrique.

Le lien entre l'âge, le BMI, le sexe, l'inclinaison acétabulaire et les taux d'ions a été étudié par un coefficient de corrélation de Spearman.

Le **niveau de significativité a été fixé à 5%**. Les analyses statistiques ont été effectuées à l'aide du logiciel SAS (SAS Institute version 9.3).

RESULTATS

I. POPULATION

A. L'effectif

1. La population Durom® LDH™

De février 2004 à mars 2006, **103 arthroplasties totales** de hanche Durom® LDH™ ont été implantées. **20 arthroplasties ont été exclues** (6 patients étaient porteurs d'arthroplasties bilatérales, 7 patients décédés, 1 patient perdu de vue)

83 patients ont été inclus dans l'étude :

- 49 hommes (59%)
- 34 femmes (41%)

2. La population resurfaçage Durom®

De février 2005 à décembre 2007, **90 arthroplasties de resurfaçage** Durom® ont été implantées.

Les **90 patients** ont été inclus dans l'étude.

- 63 hommes (70%)
- 27 femmes (30%)

3. Comparaison

Il n'y avait **pas de différence significative de répartition des sexes** entre les deux groupes (**p=0.1316**). Le sexe étant un facteur de confusion connu(70–76), un **ajustement a été effectué sur cette variable** pour l'analyse statistique.

Il existait un taux **statistiquement plus important, chez les femmes**, de :

- Cobalt ($p=0.0233$),
- Chrome ($p=0.0072$),
- Titane ($p=0.0413$).

Le **sexe n'avait pas d'influence** sur les ratios :

- Co/Cr ($p=0.5117$),
- Co/Ti ($p=0.0752$).

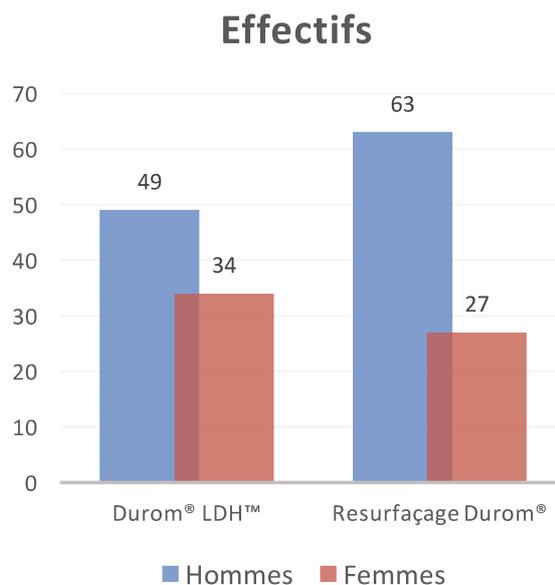


Figure 11 Répartition des sexes selon les groupes

B. L'âge lors de l'intervention

1. La population Durom® LDH™

Les patients étaient âgés en moyenne de **49.83 ans** +/- 10.21 (18 – 69). 89 % d'entre eux avaient moins de 60 ans.

- L'âge moyen des femmes était de 50 ans. 91 % d'entre elles avaient moins de 60 ans.
- L'âge moyen des hommes était de 49 ans. 88 % d'entre eux avaient moins de 60 ans.

2. La population resurfaçage Durom®

Les patients étaient âgés en moyenne de **44.51 ans** +/- 10.08 (18 – 70). 97 % d'entre eux avaient moins de 60 ans.

- L'âge moyen des femmes était de 45 ans. 99 % d'entre elles avaient moins de 60 ans.
- L'âge moyen des hommes était de 44 ans. 97 % d'entre eux avaient moins de 60 ans.

3. Comparaison

La population était significativement **plus jeune dans le groupe resurfaçage** ($p=0.0007$). Un **ajustement sur cette variable** (73,76) a été effectué pour l'analyse statistique.

Il existait une **corrélation significative** entre l'âge et :

- Le taux de cobalt ($p=0.0035$),
- Le ratio Co/Cr ($p=0.0032$),
- Le ratio Co/Ti ($p=0.0023$).

Il n'existait **pas de corrélation significative** entre l'âge et :

- Le taux de chrome ($p=0.9330$),
- Le taux de titane ($p=0.9455$).

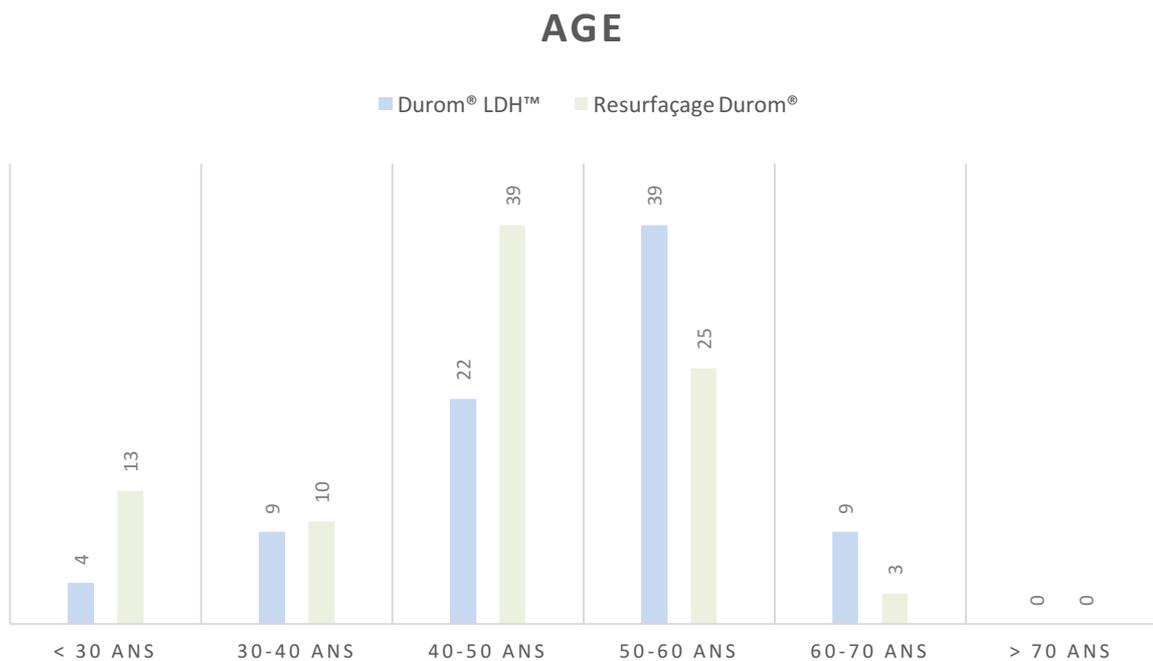


Figure 12 Répartition des âges selon les groupes

C. Recul post-opératoire

1. La population Durom® LDH™

Le recul moyen était de 9.02 ans +/- 2.18 (0 – 11)

2. La population resurfaçage Durom®

Le recul moyen était de 8.29 ans +/- 1.01 (5 – 10)

3. Comparaison

Le recul moyen était plus important dans le groupe Durom® LDH™ ($p < 0.001$).

D. Anthropométrie

1. La population Durom® LDH™

Le **poids moyen de la population était de 82 kg** +/- 21 (47 – 165) avec un IMC moyen de 27.7 +/- 6.1 (17 – 46).

- 38 % (32 patients) ne présentaient pas de surcharge pondérale ($IMC < 25 \text{ kg/m}^2$)
- 34 % (28 patients) étaient en surcharge pondérale ($25 \leq IMC < 30 \text{ kg/m}^2$)
- 22 % (18 patients) souffraient d'une obésité moyenne ($30 \leq IMC < 40 \text{ kg/m}^2$)
- 6 % (5 patients) souffraient d'une obésité morbide ($IMC \geq 40 \text{ kg/m}^2$)

2. La population resurfaçage Durom®

Le **poids moyen de la population était de 78 kg** +/- 18 (45 – 168) avec un IMC moyen de 25.5 +/- 5 (16 – 47).

- 52 % (47 patients) ne présentaient pas de surcharge pondérale ($IMC < 25 \text{ kg/m}^2$)
- 40 % (36 patients) étaient en surcharge pondérale ($25 \leq IMC < 30 \text{ kg/m}^2$)
- 5 % (4 patients) souffraient d'une obésité moyenne ($30 \leq IMC < 40 \text{ kg/m}^2$)
- 3 % (3 patients) souffraient d'une obésité morbide ($IMC \geq 40 \text{ kg/m}^2$)

3. Comparaison

Les patients avaient un **IMC statistiquement plus important dans le groupe Durom® LDH™** ($p=0.010$) L'IMC étant un facteur de confusion (77–79), un **ajustement sur cette variable** a été effectué pour l'analyse statistique.

Il n'existait **pas de corrélation significative** entre l'IMC et :

- Le taux de chrome ($p=0.1373$),
- Le taux de cobalt ($p=0.0932$),
- Le taux de titane ($p=0.8838$),
- Le ratio Co/Cr ($p=0.3756$),
- Le ratio Co/Ti ($p=0.0645$).

E. Niveau d'activité (score de Devane pré-opératoire)

1. La population Durom® LDH™

- Aucun patient grade 1
- 8% de la population était grade 2 soit un niveau d'activité semi-sédentaire.
- **30%** de la population était **grade 3** soit un niveau d'activité correspondant à des activités de loisir.
- **35%** de la population était **grade 4** soit un niveau d'activité correspondant à un travail léger.
- **27%** de la population était **grade 5** soit un niveau d'activité correspondant à un travail physique dur.

2. La population resurfaçage Durom®

- **17%** de la population était **grade 1** soit un niveau d'activité sédentaire.
- **72%** de la population était **grade 2** soit un niveau d'activité semi sédentaire.
- 8% de la population était grade 3 soit un niveau d'activité correspondant à des activités de loisir.
- 3% de la population était grade 4 soit un niveau d'activité correspondant à un travail léger.
- Aucun patient grade 5 soit un niveau d'activité correspondant à un travail physique dur.

3. Comparaison.

Il y avait statistiquement **plus de patients Devane 1 et 2** et moins de 3, 4 et 5 **dans le groupe resurfaçage Durom®** ($p < 0.0001$)

Il y avait statistiquement **plus de patients Devane 3, 4 et 5** et moins de 1 et 2 dans le groupe **Durom® LDH™** ($p < 0.0001$)

Il n'a pas été possible d'étudier la corrélation entre le score de Devane et les autres paramètres pour des raisons d'effectifs insuffisants.

F. Etiologies

1. La population Durom® LDH™

- Coxarthrose primitive : 34 (41%)**
- Dysplasie : 14 (17 %)**
- Séquelles d'épiphyse : 4 (5%)
- Ostéonécrose : 23 (28 %)**
- Séquelles de luxation congénitale de hanche : 3 (4 %)
- Séquelles d'arthrite septique : 2 (2 %)
- Séquelles d'ostéochondrite primitive de hanche : 1 (1%)
- Post-traumatique : 2 (2%)
- Ostéochondromatose : 0 (0 %)

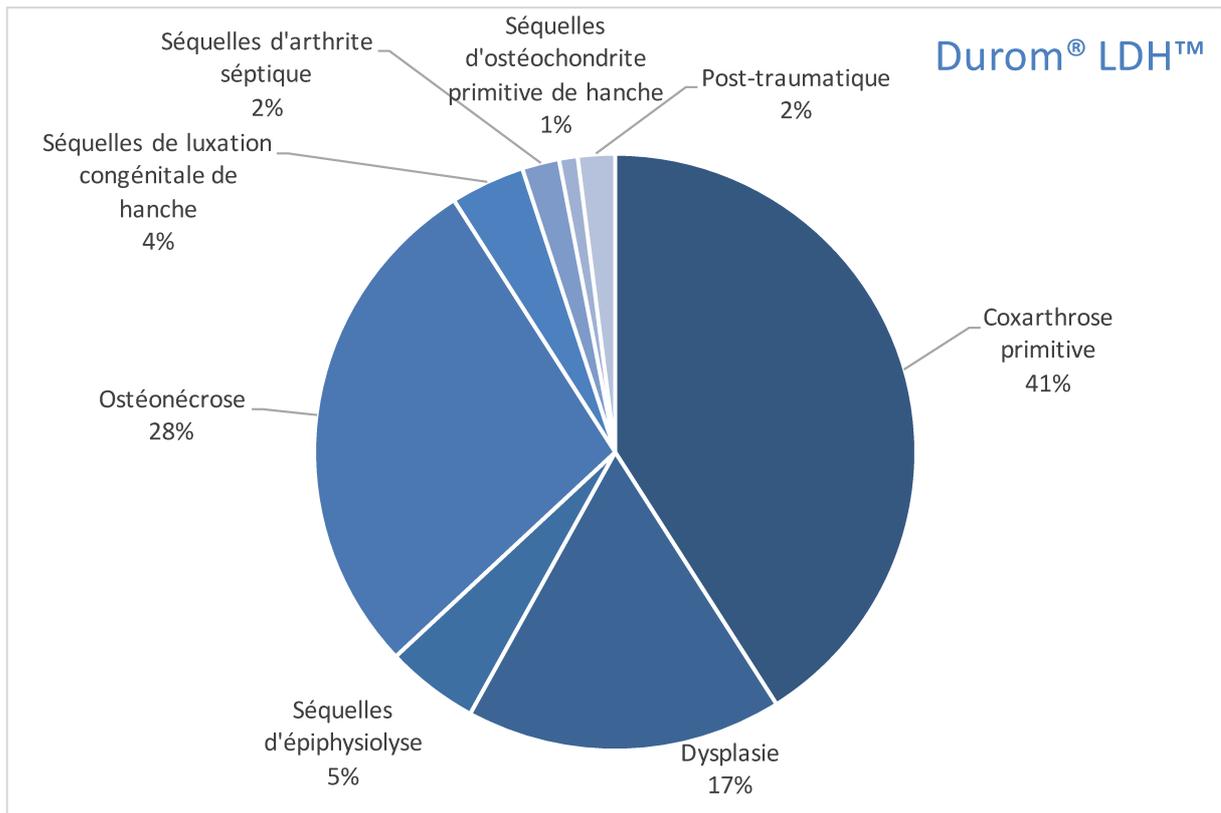


Figure 13 Répartition des étiologies dans le groupe Durom® LDH™

2. La population resurfaçage Durom®

Coxarthrose primitive : 61 (68 %)

Dysplasie : 16 (18 %)

Séquelles d'épiphysiolyse : 2 (2 %)

Ostéonécrose : 3 (3 %)

Séquelles de luxation congénitale de hanche : 1 (1 %)

Séquelles d'arthrite séptique : 2 (2 %)

Séquelles d'ostéochondrite primitive de hanche : 4 (5%)

Post-traumatique : 0 (0 %)

Ostéochondromatose : 1 (1 %)

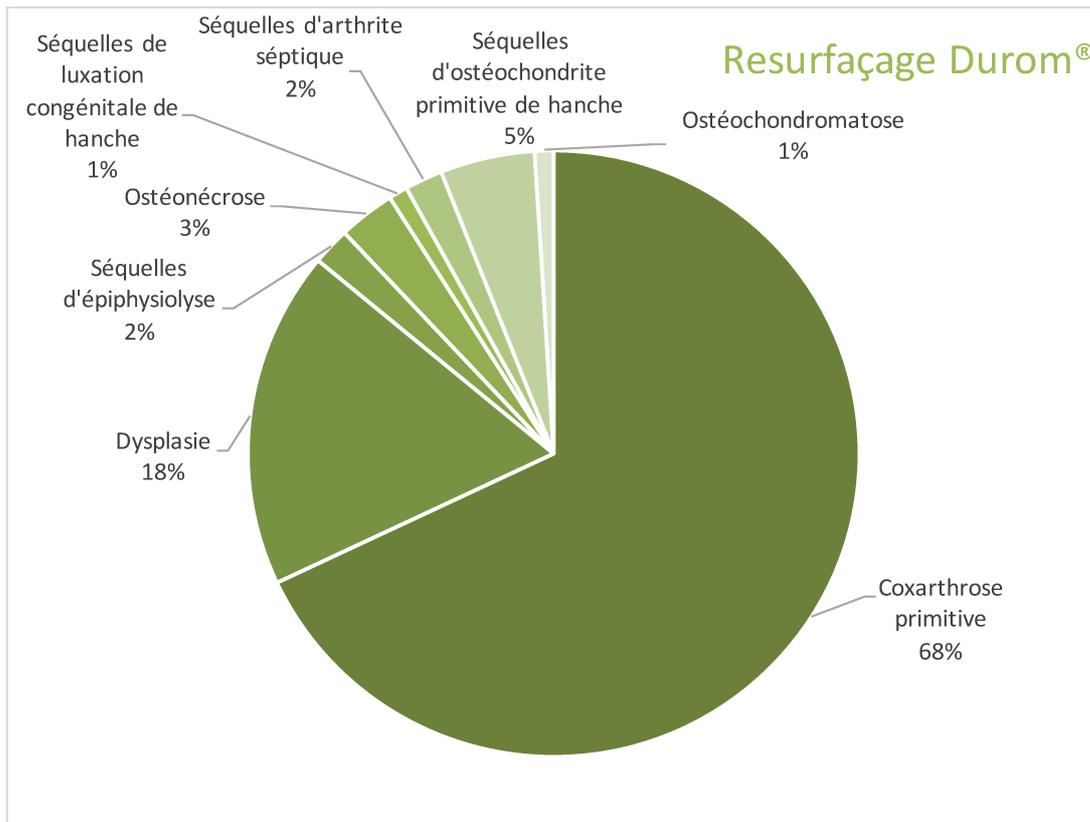


Figure 14 Répartition des étiologies dans le groupe Durom® Resurfaçage

G. Antécédents

1. Score de Charnley

a) La population Durom® LDH™

28 patients (34 %) étaient Charnley A.
 31 patients (37 %) étaient Charnley B.
 24 patients (29 %) étaient Charnley C.

b) La population resurfaçage Durom®

55 patients (61 %) étaient Charnley A.
 24 patients (27 %) étaient Charnley B.
 11 patients (12 %) étaient Charnley C.

c) Comparaison

Les deux populations étaient différentes sur ce critère. Le groupe resurfaçage Durom® comprenait plus de patients Charnley A et moins de Charnley B et C ($p=0.0008$) que le groupe Durom® LDH™.

2. Les antécédents chirurgicaux

a) La population Durom® LDH™

73 arthroplasties (88 %) étaient réalisées **sur une hanche vierge**, les autres présentaient comme antécédents :

- 1 ostéotomie de Chiari
- 3 butées de hanche
- 3 ostéosynthèses post-traumatiques
- 1 forage de hanche
- 2 synovectomies

b) La population resurfaçage Durom®

80 arthroplasties (89 %) étaient réalisées **sur une hanche vierge**, les autres présentaient comme antécédents :

- 1 butée de hanche
- 5 arthroscopies de hanche
 - 4 pour lésion du labrum
 - 1 pour cure de conflit fémoro-acétabulaire
- 2 varisations fémorales
- 1 forage de hanche
- 1 synovectomie

H. Intervention

1. La population Durom® LDH™

Les opérateurs étaient au nombre de 5 :

- 4 Séniors pour 90 arthroplasties (87 %)
 - Dont 50 (48 %) pour un des séniors
- 1 groupe de « juniors » pour 13 arthroplasties (13%)

2. La population resurfaçage Durom®

Tous les resurfaçages ont été réalisés par le même opérateur sénior.

I. Implants utilisés

1. La population Durom® LDH™

Taille tige standard	01	0	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
N = 17	1	0	3	1	1	3	2	1	2	1	1	1
Taille tige latéralisée	01	0	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
N = 66	1	2	4	12	10	9	10	10	3	2	1	2

Tableau 8 Répartition des tailles et offset des tiges dans le groupe Durom® LDH™

Il n'existait **pas de différence significative** entre les tiges **standards et latéralisées** pour :

- Le taux de cobalt (p=0.4455),
- Le taux de chrome (p=0.0620),
- Le taux de titane (p=0.3633),
- Le ratios Co/Cr (p=0.4481),
- Le ratio Co/Ti (p=0.2742).

Taille de la tête	38	40	42	44	46	48	50	52	54
Nb=83	1	0	18	16	20	14	7	3	4

Tableau 9 Répartition des tailles des têtes fémorales dans le groupe Durom® LDH™

Il n'existait **pas de corrélation significative** entre l'**augmentation de la taille de la tête fémorale** et :

- Le taux de cobalt (p=0.7025),
- Le taux de titane (p=0.4839),
- Le ratio Co/Cr (p=0.1561),
- Le ratio Co/Ti (p=0.5235).

Une **corrélation significative** à été retrouvée entre l'augmentation de la taille de la tête fémorale et le **taux de chrome** (p=0.0292)

Taille de l'adaptateur	Court (-4)	Moyen (0)	Long (+4)	Extra-long (+8)
Nb=83	12	26	30	15

Tableau 10 Répartition de la taille des adaptateurs dans le groupe Durom® LDH™

Il n'existait **pas de corrélation significative** entre l'augmentation de la taille de l'**adaptateur** et :

- Le taux de cobalt (p=0.7589),
- Le taux de chrome (p=0.7165),
- Le taux de titane (p=0.0962),
- Le ratio Co/Cr (p=0.9835),
- Le ratio Co/Ti (p=0.3515).

2. La population resurfaçage Durom®

Taille de la Tête	42	44	46	48	50	52	54	56
Nb=90	8	10	21	14	16	11	8	2

Tableau 11 Répartition de la taille des têtes fémorales dans le groupe resurfaçage Durom®

Il n'existait **pas de corrélation significative** entre l'augmentation de la taille de la tête fémorale et :

- Le taux de cobalt (p=0.4863),
- Le taux de chrome (p=0.6879),
- Le taux de titane (p=0.8936),
- Le ratio Co/Cr (p=0.8272),
- Le ratio Co/Ti (p=0.5587).

3. Comparaison.

La taille de la tête fémorale était **significativement plus importante** dans le groupe **resurfaçage Durom®** (p<0.0001). Un **ajustement sur cette variable** a été effectué (70,73,75,76,80–83).

J. Récapitulatif des données socio-démographiques.

	Durom® LDH™	Resurfaçage Durom®	Valeur de p
Nombre de Patients	83	90	
Recul en mois	108	99	P<0.001
Sexe			p=0.1316
Homme	49	63	
Femme	34	27	
Age moyen en années DS (min-max)	49.83 +/- 10.21 (18 – 69)	44.51 +/- 10.08 (18 – 70)	p=0.0007
IMC moyen en Kg/m ² DS (min-max)	27.7 +/- 6.1 (17 – 46)	25.5 +/- 5 (16 – 47)	p=0.0100
Poids moyen en Kg DS (min-max)	82 +/- 21 (47 – 165)	78 +/- 18 (45 – 168)	p=0.0100
Taille moyenne en cm DS (min-max)	172 +/- 10 (149-193)	174 +/- 8 (156-189)	p=0.0200
Taille tête fémorale moyenne en mm DS (min-max)	46 +/- 3 (38-54)	48 +/- 4 (42-56)	p=0.0001
Etiologies Nb / freq.			
Coxarthrose primitive	34 / 41	61 / 68	
Dysplasie	14 / 17	16 / 18	
Séquelle d'épiphysiolyse	4 / 5	2 / 2	
Ostéonécrose	23 / 28	3 / 3	
Séquelle LCH	3 / 4	1 / 1	
Séquelle d'arthrite septique	2 / 2	2 / 2	
Séquelle d'ostéochondrite	1 / 1	4 / 5	
Post-traumatique	2 / 2	0 / 0	
Ostéochondromatose	0 / 0	1 / 1	

Tableau 12 Récapitulatif des données socio-démographiques

II. RESULTATS CLINIQUES

A. Score PMA

Le score **PMA pré-opératoire** moyen était :

- 12.29 +/- 2.06 (5 – 15) pour le groupe LDH
- 11.37 +/- 1.83 (4 – 15) pour le groupe RSA

Le score PMA pré-opératoire était significativement **plus élevé dans le groupe LDH** que dans le groupe RSA (p=0.0012)

Le score **PMA post-opératoire** moyen était :

- 17.08 +/- 1.82 (7 – 18) pour le groupe LDH
- 17.50 +/- 0.74 (15 – 18) pour le groupe RSA

Il n'y avait **pas de différence significative** concernant le PMA post-opératoire entre les deux groupes (p=0.929).

Le **gain moyen** du score PMA était :

- 4.79 +/- 2.42 (-3-10) pour le groupe LDH
- 6.13 +/- 1.96 (1-14) pour le groupe RSA

Il y avait une **amélioration significative du score PMA** dans les deux groupes (p<0.0001)

LDH	Mauvais	Médiocre	Passable	Bon	Très bon	Excellent
Pré-op	4	58	30	1	0	0
Post-op	1	2	0	7	6	57

Tableau 13 Répartition des scores PMA pré et post-op du groupe LDH

RSA	Mauvais	Médiocre	Passable	Bon	Très bon	Excellent
Pré-op	5	37	26	12	0	0
Post-op	0	0	1	7	26	56

Tableau 14 Répartition des scores PMA pré et post-op du groupe resurfaçage

B. Score HARRIS

Le score **HARRIS pré-opératoire** moyen était :

- 51.37 +/- 14.92 (11 – 78) pour le groupe LDH
- 51.31 +/- 11.70 (27 – 83) pour le groupe RSA

Il n'y avait **pas de différence significative** concernant le HARRIS pré-opératoire entre les deux groupes (p=0.715).

Le score **HARRIS post-opératoire** moyen était :

- 92.24 +/- 13.64 (22 – 100) pour le groupe LDH
- 95.48 +/- 4.62 (82 – 100) pour le groupe RSA

Il n'y avait **pas de différence significative** concernant le HARRIS post-opératoire entre les deux groupes (p=0.652).

Le **gain moyen** du score HARRIS était :

- 40.86 +/- 17.97 (-12-83) pour le groupe LDH
- 44.16 +/- 12.83 (9-73) pour le groupe RSA

Il y avait une **amélioration significative du score HARRIS** dans les deux groupes (p<0.0001)

LDH	Mauvais	Passable	Assez bon	Bon	Très bon
Pré-op	58	14	11	0	0
Post-op	0	4	4	10	63

Tableau 15 Répartition des scores de Harris pré et post opératoires dans le groupe LDH.

RSA	Mauvais	Passable	Assez bon	Bon	Très bon
Pré-op	67	17	5	1	0
Post-op	0	0	0	10	80

Tableau 16 Répartition des scores de Harris pré et post opératoires dans le groupe resurfaçage.

C. Score Oxford

Le score **Oxford pré-opératoire** était :

- 41 +/- 3.3 (35 – 55) pour le groupe LDH
- 40.3 +/- 4.13 (25 – 55) pour le groupe RSA

Il n'y avait **pas de différence significative** entre les deux groupes (p=0.317)

Le score **Oxford post-opératoire** était :

- 18.17 +/- 8.05 (12 – 42) pour le groupe LDH
- 14.32 +/- 2.5 (12 – 24) pour le groupe RSA

Le score Oxford post-opératoire était significativement **meilleur dans le groupe RSA** (p=0.029)

Le **gain moyen** du score Oxford était :

- 22.83 +/- 8.84 (1-43) pour le groupe LDH
- 25.95 +/- 4.27 (13-39) pour le groupe RSA

Il y avait une **amélioration significative du score Oxford** dans les deux groupes (p<0.0001)

D. Score de Devane

Il n'a pas été possible de réaliser de test statistique concernant la répartition des scores de Devane post-opératoire entre les deux groupes puisque l'effectif était insuffisant dans le sous-groupe Devane=2 (effectif = 3 patients Durom® LDH™ et 0 dans le groupe resurfaçage.)

Cependant, **il semblait exister une amélioration**. Les patients étaient essentiellement Devane 4 et 5 en post-opératoire.

LDH	Devane 1 et 2	Devane 3	Devane 4 et 5
Pré-opératoire	8%	30%	62%
Post-opératoire	4%	6%	90%

Tableau 17 Répartition des scores de Devane pré et post opératoires dans le groupe LDH.

RSA	Devane 1 et 2	Devane 3	Devane 4 et 5
Pré-opératoire	89%	8%	3%
Post-opératoire	0%	6%	94%

Tableau 18 Répartition des scores de Devane pré et post opératoires dans le groupe resurfaçage.

E. Analyse des scores

1. Comparabilité pré-opératoire entre le groupe LDH et RSA

Aucune différence significative n'a été mise en évidence entre les groupes LDH et RSA en terme de :

- Score de Harris pré-opératoire (p=0.715)
- Score Oxford pré-opératoire (p=0.317)

Le score **PMA était significativement plus élevé dans le groupe LDH** (p=0.0012), ces mêmes patients présentaient un **niveau d'activité pré-opératoire significativement plus important** (p<0.0001) selon l'échelle de Devane.

2. Efficacité de la PTH Durom® LDH™

Il existait une **différence significative** dans le groupe Durom® LDH™ entre :

- Le score PMA pré et post-opératoire (p<0.0001)
- Le score de Harris pré et post-opératoire (p<0.0001)
- Le score de Oxford pré et post-opératoire (p<0.0001)

Il n'était pas possible, pour des raisons d'effectif, de comparer les Devane pré et post-opératoire cependant **62%** des patients étaient classés **Devane 4/5 en pré-opératoire, 90% en post-opératoire.**

3. Efficacité du resurfaçage Durom®.

Il existait une **différence significative** dans le groupe resurfaçage Durom® entre :

- Le score PMA pré et post-opératoire (p<0.0001)
- Le score de Harris pré et post-opératoire (p<0.0001)
- Le score de Oxford pré et post-opératoire (p<0.0001)

Il n'était pas possible, pour des raisons d'effectif, de comparer les Devane pré et post-opératoire, cependant **3%** des patients étaient classés **Devane 4/5 en pré-opératoire, 94% en post-opératoire.**

4. Comparabilité post-opératoire entre le groupe LDH et RSA.

Aucune différence significative n'a été mise en évidence entre les groupes LDH et RSA en terme de :

- **Score PMA post-opératoire (p=0.9284)**
- **Score de Harris post-opératoire (0.6520)**

Il n'a pas été réalisé d'analyse statistique concernant le Devane post-opératoire, cependant 90% des patients étaient Devane 4/5 dans le groupe LDH et 94% dans le groupe RSA.

Le **score d'Oxford** était significativement plus bas (**meilleur**) dans le groupe RSA ($p=0.0299$)

F. Amplitudes et mobilités

LDH	Flexion	Extension	Abd.	Add.	Rot. Ext.	Rot. Int.
Pré-op	93° +/- 19 (30-130)	0° +/- 6 (-15-20)	27° +/- 8 (10-45)	17° +/- 8 (0-30)	25° +/- 9 (0-50)	7° +/- 10 (-20-30)
Post-op	112° +/- 12 (70-130)	8° +/- 6 (0-20)	37° +/- 5 (20-50)	28° +/- 5 (20-40)	36° +/- 6 (20-50)	26° +/- 7 (0-40)
Gain	19° +/- 16 (-30-70)	9° +/- 8 (-10-30)	10° +/- 9 (-10-30)	11° +/- 8 (-10-30)	11° +/- 10 (-10-40)	19° +/- 11 (-10-40)

Tableau 19 Comparaison des amplitudes articulaires pré et post opératoires ainsi que du gain dans le groupe LDH

RSA	Flexion	Extension	Abd.	Add.	Rot. Ext.	Rot. Int.
Pré-op	92° +/- 15 (10-120)	2° +/- 7 (-20-20)	24° +/- 9 (0-50)	20° +/- 8 (5-45)	17° +/- 10 (0-40)	4° +/- 11° (0-45)
Post-op	114° +/- 13 (90-140)	13° +/- 8 (0-40)	32° +/- 9 (10-50)	28° +/- 8 (10-45)	28° +/- 7 (10-40)	24° +/- 8 (5-40)
Gain	22° +/- 17 (-15-110)	11° +/- 10 (-10-40)	8° +/- 10 (-10-40)	8° +/- 10 (-20-35)	10° +/- 11 (-10-30)	20° +/- 13 (-10-50)

Tableau 20 Comparaison des amplitudes articulaires pré et post opératoires ainsi que du gain dans le groupe resurfaçage

Les **gains d'amplitude articulaire étaient significatifs**, dans tous les secteurs de mobilité, pour les deux groupes ($p<0.0001$).

Il n'existait **pas de différence significative de gain** d'amplitude entre les deux groupes.

La partie **mobilité du score PMA a significativement été améliorée** dans le groupe LDH ($p<0.0001$) et dans le groupe RSA ($p<0.0001$).

La partie **mobilité du score de Harris a significativement été améliorée** dans le groupe LDH ($p<0.0001$) et dans le groupe RSA ($p<0.0001$).

Il n'existait **pas de différence significative de gains de mobilité du score PMA**. Concernant le gain de mobilité du **score de Harris**, l'amélioration était significativement **plus importante dans le groupe RSA** ($p<0.0001$).

G. Inégalité de longueurs

Inégalité en mm.	-5	-2	0	2	5	10
Durom® LDH™ (Nb. / %)	1 / 1.2%	0 / 0%	76 / 92%	2 / 2.4%	2 / 2.4%	2 / 2.4%
Resurfaçage Durom® (Nb. / %)	1 / 1.1%	2 / 2.2%	86 / 96%	1 / 1.1%	0 / 0%	0 / 0%

Tableau 21 Comparaison des inégalités de longueur en post opératoire entre le groupe LDH et resurfaçage

Dans le **groupe RSA seuls 4%** des patients présentaient une inégalité de longueur, aucun n'était rallongé de 5 ou 10mm.

Dans le **groupe LDH 8%** des patients présentaient une inégalité de longueur, 5% étaient rallongés de 5 à 10mm.

H. Douleur

PMA Douleur post-op.	Durom® LDH™ (Nb. / %)	Resurfaçage Durom® (Nb. / %)
Aucune	61 / 73%	77 / 86%
Rare et légère	12 / 14%	11 / 12%
Marche 30min à 1 heure.	6 / 7%	1 / 1%
Marche 10 à 20min.	0 / 0%	1 / 1%
Marche <10min.	2 / 2%	0
Immédiatement à la marche	2 / 2%	0
En permanence	0 / 0%	0

Tableau 22 Comparaison de l'item douleur du score PMA post-opératoire entre les groupes LDH et resurfaçage

Harris Douleur post-op	Durom® LDH™ (Nb. / %)	Resurfaçage Durom® (Nb. / %)
Aucune	54 / 65%	73 / 81%
Minime	14 / 17%	17 / 19%
Légère	8 / 10%	0 / 0%
Modérée	4 / 5%	0 / 0%
Importante	3 / 4%	0 / 0%
Très Importante	0 / 0%	0 / 0%

Tableau 23 Comparaison de l'item douleur du score de Harris post-opératoire entre les groupes LDH et resurfaçage

La partie **douleur du score de Harris a significativement été améliorée** dans le groupe RSA ($p < 0.0001$) et dans le groupe LDH ($p < 0.0001$). L'amélioration est significativement plus importante dans le groupe RSA ($p = 0.0006$).

La partie **douleur du score PMA a significativement été améliorée** dans le groupe RSA ($p < 0.0001$) et dans le groupe LDH ($p < 0.0001$). Il n'existait pas de différence sur l'amélioration des douleurs post-opératoires du score PMA entre les deux groupes ($p = 0.7533$).

I. Marche et Fonction

La partie « **marche-stabilité** » du score PMA a **significativement été améliorée** dans le groupe RSA ($p < 0,0001$) et dans le group LDH ($p < 0,0001$),

La partie « **marche-fonction** » du score de Harris a **significativement été améliorée** dans le groupe RSA ($p < 0,0001$) et dans le group LDH ($p < 0,0001$),

Il n'existait **pas de différence significative sur l'amélioration** de la marche post-opératoire du score Harris ($p = 0.1522$) entre les 2 groupes. Il existait une **différence significative** sur l'amélioration de la **marche post-opératoire du score PMA ($p < 0.0001$) dans le groupe RSA.**

J. Survie

Toutes causes confondues, « impending failure » incluses, le nombre de patients ayant bénéficié d'une révision de leur arthroplastie était :

- De 27 patients, soit 33%, du groupe Durom® LDH™
- De 2 patients soit 2%, dans le groupe resurfaçage Durom®

Le taux de **survie prévisible à 10 ans** était de :

- 67.1% +/- 6.2 dans le groupe Durom® LDH™
- 97.7% +/- 1.5 dans le groupe resurfaçage Durom®

Le **taux de survie sans reprise était significativement différent** entre les deux groupes ($p < 0.0001$).

Il existait une **corrélation entre échec de l'implant** toutes causes confondues et :

- Taux de chrome ($p < 0.0001$)
- Taux de cobalt ($p < 0.0001$)
- Taux de titane ($p = 0.0103$)
- Ratio co/cr ($p < 0.0001$)
- Ratio co/ti ($p < 0.0001$)

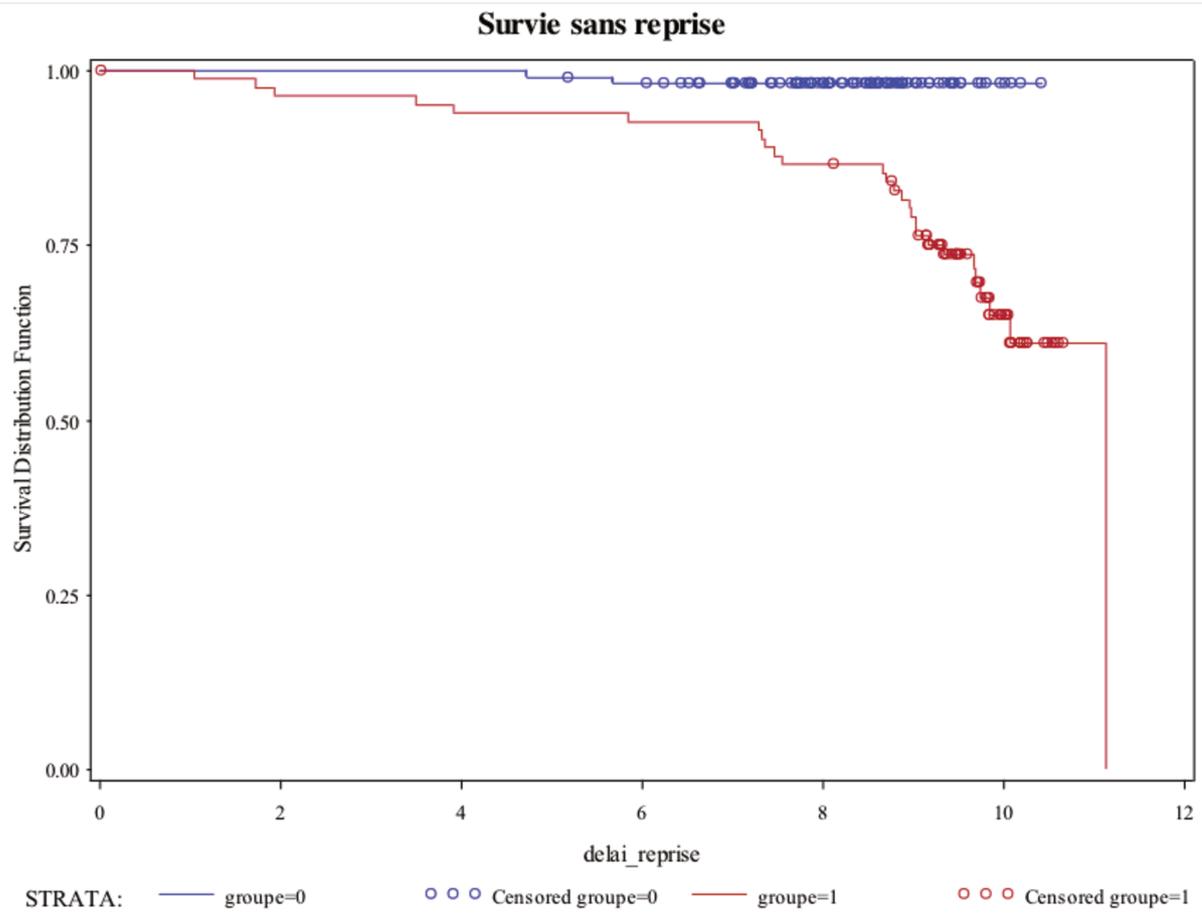


Figure 15 Comparaison des courbes de survies des deux groupes réalisées selon la méthode de Kaplan Meyer.

Groupe 0 = RSA

Groupe 1 = LDH

III. COMPLICATIONS

A. Infection

Deux patients ont bénéficié d'une révision bipolaire pour infection dans le groupe **Durom® LDH™**. Deux autres patients présentaient une pseudo-tumeur échographique, des taux d'ions élevés et ont bénéficié d'une révision bipolaire pour cause d'infection, une des révisions s'est effectuée en urgence pour cause de sepsis sévère, concernant l'autre révision il s'agissait d'une patiente immunodéprimée ayant présenté une surinfection de pseudo-tumeur liquide, à *Candida paraptillosis*.

Aucune infection n'est survenue dans le groupe **resurfaçage Durom®**.

B. Thrombose veineuse profonde

Aucune thrombose veineuse profonde n'est survenue.

C. Fracture péri-prothétique

Un patient a présenté une fracture péri-prothétique de fémur dans le groupe **Durom® LDH™** : une fracture classée Vancouver B2. Le patient a bénéficié d'une révision bipolaire.

Un patient a présenté une fracture péri-prothétique dans le groupe **resurfaçage Durom®** : une fracture cervicale. Il a bénéficié d'une révision par arthroplastie totale de hanche.

D. Hématome

Aucun patient n'a présenté d'hématome nécessitant une intervention chirurgicale.

E. Luxation

Aucun patient n'a présenté de luxation.

F. Autre

Un patient a présenté une mobilisation d'implant fémoral secondaire à un collapse, dans le groupe RSA

G. Réaction adverse aux débris métalliques.

	Patient	Cr	Co	Ti	Douleur Inguinale	Echographie	Radiographie	Diagnostic Pré-op	Délai	Per-op	Anatomopathologie
REVISIONS CHIRURGICALES	N°3	1.9 2	5.1	3.92	NON	- Collection péri-articulaire - Epaissement capsulaire 6mm	Ostéolyse grand trochanter	ARMD	9 ans	Ep. Important Métallose P.T. Synovite	Granulome, recherche ALVAL N.F.
	N°4	7.2 2	16.8	8.16	OUI	Epanchement intra-articulaire	Ostéolyse grand trochanter	ARMD	10 ans	Ep. Modéré	N.F.
	N°9	1.5	8	4	OUI	Collection péri-articulaire	Normale	Tendinobursite latérale	11 ans	BO en urgence pour sepsis.	N.F.
	N°10	1.7	7.53	4.7	OUI	- Epanchement intra-articulaire - collection péri-articulaire 6x6cm	Normale	ARMD	11 ans	Ep. Imp. P.T. Synovite	N.F.
	N°11	1.1 5	15.5	7.5	OUI	-Epaissement capsulaire > 6mm - Collection dans psoas	Ostéolyse grand trochanter + calcar	ARMD	10 ans	Granulome le long du psoas et intra articulaire	ALVAL
	N°14	6.7	12.1 1	6.4	OUI	N.F	Normale	Douleur et bruits anormaux	4 ans	Métallose Epanchement	N.F
	N°22	2.9 4	5.1	2.53	OUI	- Epaissement capsulaire > 6mm - Epanchement intra-articulaire	Normale	ARMD	9 ans	Ep. Modéré P.T. Synovite	ALVAL score sévère
	N°52	4.3	16.4	6.18	OUI	- Collection intra-articulaire - Masse tissulaire	Normale	ARMD	7 ans	Ep. important P.T. Synovite	ALVAL

					5x2 cm					
N°57	5.9	12.6	6.36	OUI	Masse jonction tête col	Normale	ARMD	7 ans	Ep modéré Granulome	ALVAL
N°59	2.2	16.3	7.7	OUI	Masse tissulaire 10x10x5cm	Normale	ARMD	7 ans	Ep. Important Granulome	ALVAL score sévère
N°65	0.9 5	10.7	6	OUI	Granulome du psoas	Normale	Conflit psoas/cupule Echec ténotomie sous Ao	3 ans	Granulome au contact de la gaine du psoas	ALVAL
N°78	2.7	10.7	5.7	OUI	N.F	Normale	Non fixation acétabulaire	3 ans	Ep. Important P.T. Synovite	ALVAL
N°79	1.9 9	11.9	4.82	NON	Collection moyen fessier 15x4x5cm	Normale	ARMD	9 ans	Ep. Important P.T. Synovite	ALVAL score modéré
N°89	1.6 3	12.3	3.5	OUI	N.F	Normale	ARMD	6 ans	Ep. Important P.T. Synovite	Compatible ALVAL
N°95	2.3	10.3	3.5	OUI	Epaississement capsulaire	Normale	ARMD	9 ans	Ep. modéré	N.F.
N°98	2.8	8.1	7	OUI	- Ep. intra-articulaire 10 mm - Ep. dans psoas 6mm	Normale	ARMD	6 ans	Ep. modéré	N.F.
N°103	1.3 7	11.7	8.45	OUI	Epaississement capsulaire	Normale	ARMD	9 ans	Ep. modéré Synovite	N.F.
N°107	0.9 5	10.7	6	OUI	Conflit Iliopsoas	Normale	Conflit ilio-psoas / cupule	6 ans	Pas Ep. Granulome	ALVAL

IMPENDING FAILURE	N°7	6.7 1	12	4.35	NON	Lame ep. col	Normale		11 ans		
	N°25	1.4 2	7.6	4.3	OUI	Epaississement capsulaire > 6mm Bursite moyen fessier	Normale		10 ans		
	N°36	10. 3	12.3	3.1	OUI	Epaississement capsulaire > 6mm Lame ep.	Ostéolyse grand trochanter		10 ans		
	N°39	0.9 5	4	4.9	OUI	Epaississement capsulaire > 6mm Bursite moyen fessier	Normale		9 ans		
	N°54	1.4	10.3 4	7.2	OUI	Epaississement synoviale Ep. modéré	Normale		10 ans		
	N°69	7.1	11.5	5.57	OUI	Ep modéré	Normale		9 ans		

Tableau 24 Révisions chirurgicales liées à l'implant

N.F. = Non Fait

P.T. = Pseudo-Tumeur

IV. RESULTATS RADIOLOGIQUES

L'inclinaison médiane de la cupule acétabulaire était de :

- 49° (46 – 52) dans le groupe Resurfaçage Durom®
- 50° (46 – 55) dans le groupe Durom® LDH™.

L'inclinaison était **inférieure à 50°** pour :

- 63 patients (70 %) du groupe resurfaçage Durom®,
- 45 patients (54 %) du groupe Durom® LDH™.

Il n' existait **pas de différence significative d'inclinaison** entre ces deux groupes (p=0.12).

Une analyse préliminaire ne retrouvait **pas de corrélation significative** entre le l'inclinaison de la cupule et :

- Le taux de cobalt (p=0.1876)
- Le taux de chrome (p=0.1909)
- Le taux de titane (p=0.6570)
- Le ratio Co/Cr (p=0.5597)
- Le ratio Co/Ti (p=0.1197)

L'inclinaison acétabulaire étant un facteur de risque d'élévation des taux d'ions, un **ajustement à été effectué sur cette variable** (70,73,75,83–88).

Inclinaison en degrés	Effectif (%)	
	RSA	LDH
30/34	0	1
35/39	5	5
40/44	11	13
45/49	43	31
50/54	27	34
55/59	11	17
60/65	3	19

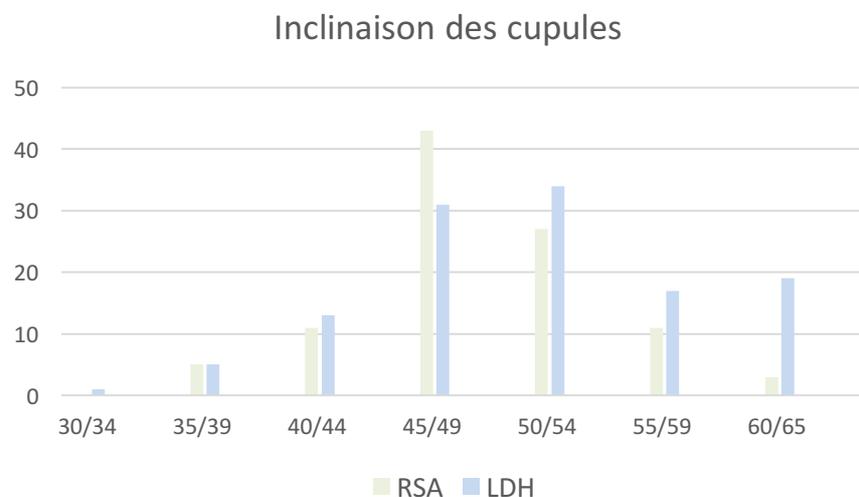


Figure 16 Répartition des inclinaisons des implants acétabulaires des 2 groupes.

V. RESULTATS BIOLOGIQUES

Tous les tests de corrélation du paragraphe suivant ont été **réalisés après ajustement sur les facteurs de confusions connus.**

Ces facteurs sont :

- L'IMC (77–79)
- L'âge au moment de la chirurgie (73,76)
- Le sexe (70–76)
- L'inclinaison de la cupule acétabulaire (70,73,75,83–89)
- Le diamètre de la tête fémorale (70,73,75,76,80–83)

	Co	Cr	Ti	Co/Cr	Co/Ti
IMC	p=0.0932	p=0.1373	p=0.8838	p=0.3756	p=0.0645
Age	p=0.0147	p=0.7558	p=0.7129	p=0.0053	p=0.0124
Sexe	p=0.0233	p=0.0072	p=0.0413	p=0.5117	p=0.0752
Inclinaison cupule	p=0.1876	p=0.1909	p=0.6570	p=0.5597	p=0.1197
Diamètre tête	p=0.0004	p=0.0021	p=0.2774	p=0.0612	P=0.0006

Tableau 25 Tests de corrélation entre facteurs de confusions et ions

A. Taux sanguin d'ion cobalt

Le taux sanguin de **cobalt médian** était :

- 5.74 µg/L (3.82-19.20) dans le groupe Durom® LDH™
 - 6.05 µg/L (5.20-10.34) dans le sous-groupe diamètre ≥ 50 mm
 - 5.70 µg/L (3.82-10.30) dans le sous-groupe diamètre < 50 mm
- 0.89 µg/L (0.67-2.89) dans le groupe resurfaçage Durom®
 - 0.89 µg/L (0.56-1.55) dans le sous-groupe diamètre ≥ 48 mm
 - 0.78 µg/L (0.67-1.34) dans le sous-groupe diamètre < 48 mm

Un taux de **cobalt supérieur à 7µg/L** était observé :

- Pour 24 patients (29%) du groupe Durom® LDH™,
- Pour aucun patient du groupe resurfaçage Durom®.

Le taux sanguin de **cobalt était significativement plus élevé** dans :

- Le groupe Durom® LDH™ que dans le groupe resurfaçage ($p < 0.0001$),
- Le sous-groupe Durom® LDH™ < 50mm que dans le groupe resurfaçage Durom® ($p < 0.0001$)

Il n'y avait **pas de différence significative** du taux de cobalt entre

- Les sous-groupes de la population resurfaçage ($p = 0.7848$)
- Les sous-groupe de la population LDH ($p = 0.9806$)

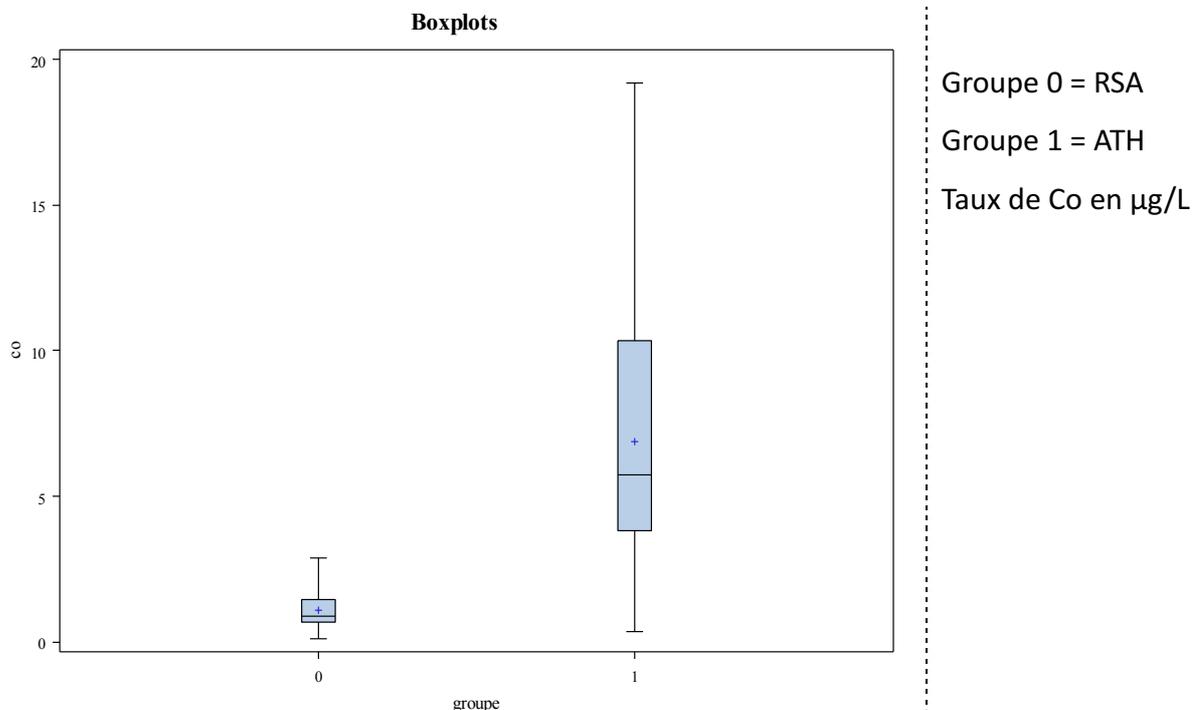


Figure 17 Diagramme en boîte des taux de cobalt

B. Taux sanguin d'ion Chrome

Le taux sanguin médian de **chrome** était :

- 1.75 µg/L (1.34-2.94) dans le groupe Durom® LDH™
 - 1.55 µg/L (1.40-2.10) dans le sous-groupe diamètre ≥ 50 mm
 - 1.92 µg/L (1.34-3.10) dans le sous-groupe diamètre < 50 mm
- 1.07 µg/L (0.67-1.65) dans le groupe resurfaçage Durom®
 - 1.00 µg/L (0.67-1.80) dans le sous-groupe diamètre ≥ 48 mm
 - 1.23 µg/L (0.67-1.56) dans le sous-groupe diamètre < 48 mm

Un taux sanguin de **chrome supérieur à 7µg/L** était observé :

- Pour 4 patients (5%) du groupe Durom® LDH™,
- Pour aucun patient du groupe resurfaçage Durom®.

Le taux sanguin de **chrome était significativement plus élevé** dans :

- Le groupe Durom® LDH™ que dans le groupe resurfaçage ($p < 0.0001$),
- Le sous-groupe Durom® LDH™ < 50 mm en comparaison au groupe resurfaçage ($p < 0.0001$).

Il n'y avait **pas de différence significative**, du taux de chrome, entre :

- Les sous-groupes de la population resurfaçage ($p = 1.0000$).
- Les sous-groupe de la population LDH ($p = 0.2308$)

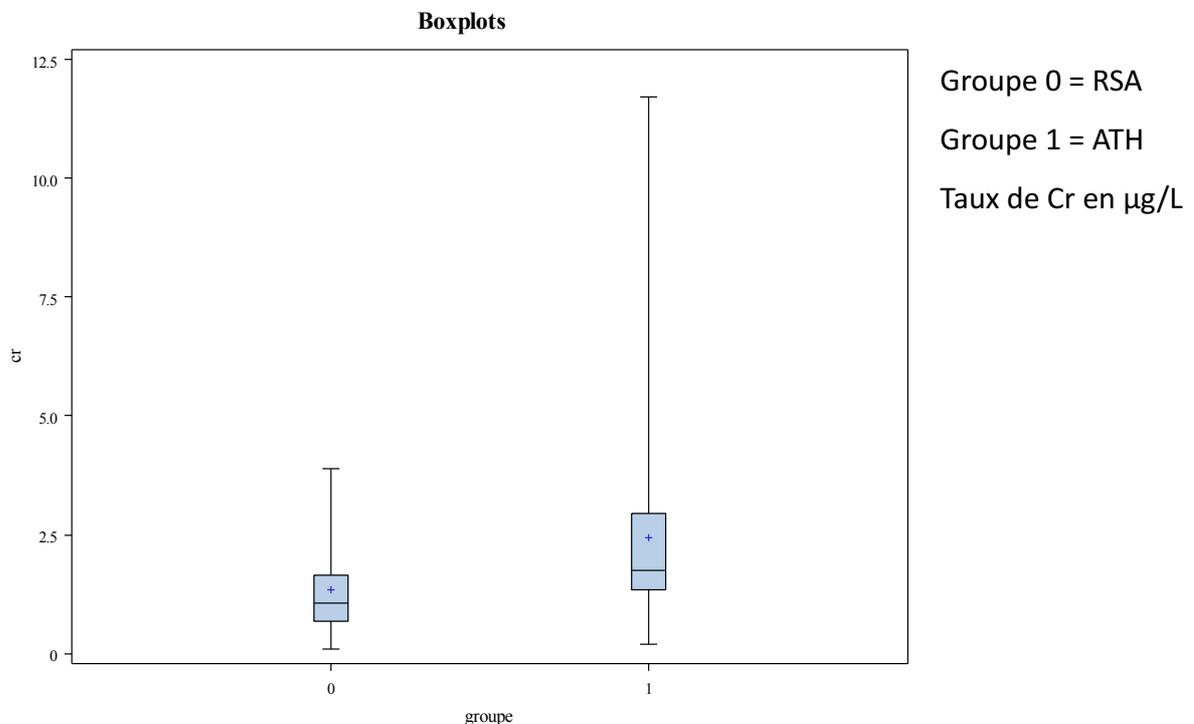


Figure 18 Diagramme en boîte des taux de chrome

C. Taux sanguin d'ion titane

Le taux sanguin médian de titane était :

- 5.70 µg/L (4.10-6.80) dans le groupe Durom® LDH™
 - 5.70 µg/L (4.90-6.46) dans le sous-groupe diamètre ≥ 50 mm
 - 5.60 µg/L (4.00-6.80) dans le sous-groupe diamètre < 50 mm
- 4.22 µg/L (3.50-4.90) dans le groupe resurfaçage Durom®
 - 4.11 µg/L (3.50-4.78) dans le sous-groupe diamètre ≥ 48 mm
 - 4.56 µg/L (3.45-5.00) dans le sous-groupe diamètre < 48 mm

Le taux médian de titane était **significativement plus élevé** :

- Dans groupe Durom® LDH™ que dans le groupe resurfaçage ($p < 0.0001$),
- Dans le sous-groupe Durom® LDH™ < 50 mm que dans le groupe resurfaçage ($p < 0.0001$).

Il n'y avait **pas de différence significative**, du taux de titane, entre :

- Les sous-groupes de la population resurfaçage ($p = 0.5965$),
- Les sous-groupes de la population LDH ($p = 0.7288$).

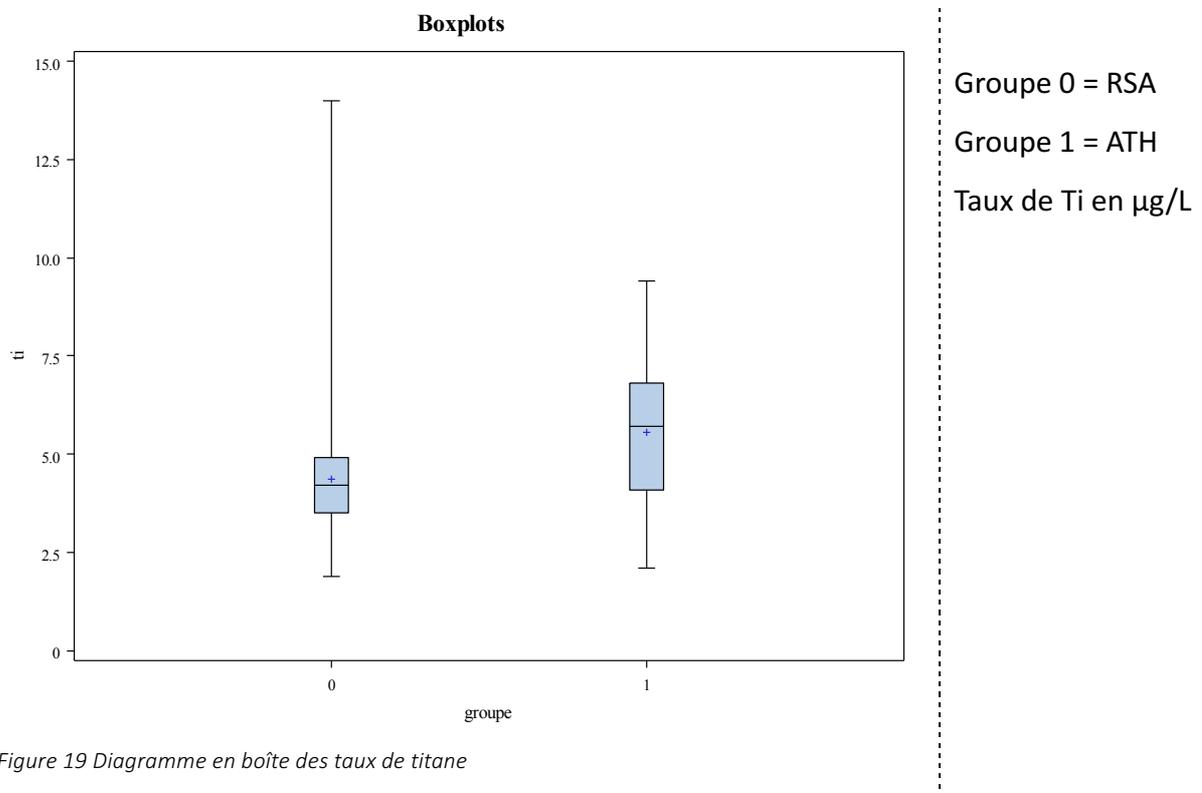


Figure 19 Diagramme en boîte des taux de titane

D. Ratio Cobalt / Chrome

Le ratio **médian Co/Cr** était de :

- 2.57 (1.79-4.48) dans le groupe Durom® LDH™
 - 2.94 (1.76-7.39) dans le sous-groupe diamètre \geq 50 mm
 - 2.33 (1.81-4.21) dans le sous-groupe diamètre $<$ 50 mm
- 0.88 (0.63-1.16) dans le groupe resurfaçage Durom®
 - 0.92 (0.58-1.20) dans le sous-groupe diamètre \geq 48 mm
 - 0.88 (0.63-1.16) dans le sous-groupe diamètre $<$ 48 mm

On constatait un **ratio proche de 1 dans le groupe resurfaçage** en faveur d'une augmentation équivalente des taux de cobalt et de chrome tandis que l'on note une **franche dissociation avec un ratio à 2.57 dans le groupe Durom® LDH™**.

Le ratio était **significativement plus élevé dans le groupe Durom® LDH™** que dans le groupe resurfaçage ($p < 0.0001$)

Il n'y avait **pas de différence significative** entre les deux sous-groupes de la population resurfaçage ($p = 0.9968$) et de la population LDH ($p = 0.5311$).

E. Ratio Cobalt / Titane

Le ratio **médian Co/Ti** était de :

- 1.08 (0.74-1.88) dans le groupe Durom® LDH™
 - 0.93 dans le sous-groupe diamètre de tête fémorale \geq 50 mm
 - 1.08 dans le sous-groupe diamètre de tête fémorale $<$ 50 mm
- 0.24 (0.15-0.32) dans le groupe resurfaçage Durom®
 - 0.24 (0.16-0.34) dans le sous-groupe diamètre \geq 48 mm
 - 0.21 (0.15_0.32) dans le sous-groupe diamètre $<$ 48 mm

Le ratio était **significativement supérieur dans le groupe Durom® LDH™** que dans le groupe Durom® resurfaçage ($p < 0.0001$).

Il n'y avait **pas de différence significative** entre les deux sous-groupes de la population resurfaçage ($p = 0.7080$) et de la population LDH ($p = 0.5472$)

DISCUSSION

Nous avons étudié le relargage d'ions métalliques du couple MoM, de manière rétrospective, en comparant 83 PTH à grand diamètre à 90 resurfaçages. Après ajustement sur les facteurs de confusions connus, les taux d'ions étaient significativement plus importants dans le groupe PTH pour le cobalt, le chrome et le titane. Dans le groupe PTH, la dissociation du ratio Co/Cr confirmait une implication de l'adaptateur comme source principale de relargage d'ions métalliques (90).

Si de nombreuses études ont comparé le relargage ionique des PTH MoM en petit diamètre au resurfaçage (91–95), peu comparent la PTH MoM à grand diamètre au resurfaçage.

Notre étude est **la seule** comparant le relargage ionique de ces deux arthroplasties, avec des implants identiques **avec un long recul**.

Auteurs	PTH	Resurfaçage	Recul (mois)
Garbuz et al.(96)	56 Durom	48 Durom	24
Vendittoli et al.(97)	29 Durom	53 Durom	12
Johnson et al.(98)	22 BFH / Conserve plus	110 Conserve plus resurfacing	62.2
Langton et al.(70)	138 ASR	19 ASR	12
Hug et al.(99)	78 ASR	15 ASR	40
Beaulé et al.(100)	26 BFH / Conserve plus	26 Conserve plus resurfacing	24
Lainiala et al.(73)	375 ASR	303 ASR	44
	82 BHR	228 BHR	77
	41 Durom	113 Durom	63
Notre étude	83 Durom	90 Durom	104

Tableau 26 Revue de la littérature, comparaison du relargage ionique du couple MoM en RSA versus LDH, implants identiques.

I. Population

Les critères d'inclusion étaient identiques, excepté la présence d'une inégalité de longueur pré-opératoire supérieure à 1cm ou la présence d'un kyste intra-osseux supérieur à 1cm contre-indiquant le resurfaçage. Il semble **peu probable que ces critères soient responsables d'un biais de sélection**.

En effet, pour le premier il s'agissait d'une situation où le resurfaçage ne permet pas une aussi bonne restauration de la biomécanique de la hanche que l'arthroplastie standard (101). Pour le second il s'agissait d'un facteur de risque de fracture du col ou de risque de collapse de tête fémorale (102).

Les critères d'exclusion étaient communs aux deux groupes, ils ne pouvaient donc **pas induire de biais**.

La présence d'autres implants (arthroplastie contro-latérale ou matériel orthopédique en général), entraînait une exclusion de l'étude en raison de la corrélation entre nombre d'implants et taux d'ions métalliques (103).

Les autres facteurs étaient liés à un risque pour le patient, tels l'allergie connue aux métaux ou l'insuffisance rénale (92).

La répartition entre les deux groupes était aléatoire puisque le type d'implant était laissé à l'appréciation du chirurgien. Les patients n'étaient pas adressés pour une technique chirurgicale particulière.

A. Les facteurs d'ajustement sociodémographique

Le but principal de ce travail était d'objectiver l'implication de la modularité dans le relargage d'ions métalliques. De ce fait, un ajustement sur les facteurs de confusion connus a été effectué.

1. L'Age

Il s'agissait pour les deux groupes d'une **population jeune et active**, l'âge moyen était de 49.8 ans pour le groupe Durom® LDH™ et 44.5 pour le groupe resurfaçage Durom®. Il existait une **différence d'âge significative d'environ 5 ans** entre les deux groupes.

Pour Lainiala et al.(73), l'âge jeune est associé à un relargage de Co et de Cr plus important, **les analyses statistiques ont donc été ajustées sur cette variable.**

Une analyse complémentaire retrouvait une corrélation significative entre l'augmentation de l'âge et le taux de cobalt ainsi que les ratios Co/Cr et Co/Ti. Cette discordance avec la littérature (73) s'explique par la présence d'un **biais de confusion** dans cette analyse complémentaire, en effet le groupe Durom® LDH™ comprend des patients à la fois plus âgés et avec des taux d'ions plus élevés.

2. Sexe

Les deux groupes étaient **comparables** ($p=0.1316$) quant à la répartition des sexes avec 41% de femmes dans le groupe Durom® LDH™ et 30% dans le groupe resurfaçage Durom®.

De nombreuses études (70–75) retrouvaient une corrélation entre le sexe féminin et l'élévation des taux d'ions métalliques, ce qui justifiait **un ajustement sur cette variable.**

Les résultats de notre série étaient concordants avec la littérature, une **analyse complémentaire** retrouvait un taux plus élevé d'ions Co, Cr et Ti chez les femmes.

Les ratios Co/Cr et Co/Ti ne différaient pas entre hommes et femmes. Une dissociation du relargage ionique implique le cône morse pour le ratio Co/Cr et un contact col prothétique-cupule pour Co/Ti, il semble donc cohérent de ne pas retrouver de corrélation entre les ratios et le sexe féminin.

3. IMC

La population des deux groupes était en surpoids, l'IMC moyen était de 27.7 pour le groupe Durom® LDH™ et 25.5 pour le groupe resurfaçage Durom®. La **différence d'IMC entre les deux groupes était significative**. Il y avait plus de patients souffrant d'une obésité moyenne dans le groupe Durom® LDH™ avec une proportion de 22% contre 5%.

Dans la littérature, l'IMC étant un facteur influençant les taux d'ions(77–79), un **ajustement sur cette variable a été effectué**.

Une **analyse complémentaire** ne retrouvait pas de corrélation significative entre l'IMC et les taux d'ions ainsi que leurs ratios. Ces résultats ne sont pas isolés, Sawalha et al.(79) ne trouvaient pas non plus de corrélation entre l'IMC et les taux de Co et Cr.

B. Etiologies

La coxarthrose primitive était l'étiologie prédominante du groupe resurfaçage Durom® avec 68% de la population contre 41% dans le groupe LDH. L'ostéonécrose était plus fréquente dans le groupe Durom® LDH™ avec 28% de la population contre 3% dans le groupe resurfaçage.

La proportion de hanche vierge de toute chirurgie, **semblait comparable** au moment de l'inclusion avec des taux de 88 et 89%.

Cependant, il est peu probable que l'étiologie puisse influencer le relargage ionique.

C. Niveau d'activité

Il n'a pas été possible, pour des raisons d'effectif, de comparer les scores de Devane en post-opératoire entre les deux groupes ni de rechercher une corrélation avec les taux d'ions. Cependant les deux groupes **semblaient comparables** puisque le taux de patients Devane 4 ou 5 était de 90% dans le groupe LDH et de 94% dans le groupe RSA.

Pour de nombreux auteurs (85,89), il n'existe pas de corrélation entre niveau d'activité des patients porteurs d'arthroplastie MoM et les taux d'ions.

De ce fait, il n'a **pas été réalisé d'ajustement** sur cette variable.

D. Score de Charnley

Concernant les autres handicaps locomoteurs, la population resurfaçage Durom® semblait souffrir essentiellement de la hanche à opérer (60%) tandis que dans la population Durom® LDH™ la répartition des patients souffrants d'une hanche (34 %), deux hanches (37%) ou d'une atteinte pluri-articulaire (29%) était similaire.

E. Scores fonctionnels

Les deux groupes étaient comparables en pré-opératoire pour le score fonctionnel de Harris ($p=0.715$) et d'oxford ($p=0.317$). Le score PMA pré-opératoire était plus élevé dans le groupe Durom® LDH™, qui paradoxalement était une population présentant, comme le montre la classification de Charnley, plus de pathologies associées susceptibles de nuire au score PMA.

Bernstein et al. (89) ne retrouvaient pas de corrélation entre scores fonctionnels et taux d'ions, nous n'avons donc **pas tenu compte de ces variables lors de l'analyse**.

F. Recul moyen post opératoire

Il s'agissait pour les deux groupes d'un **recul important**. Pour le groupe Durom® LDH™, il était de 9.02 années et de 8.29 pour le groupe resurfaçage Durom®. Il existait une **différence significative** d'environ 9 mois entre ces deux groupes.

De nombreuses études ont montré que l'usure des implants MoM n'est pas linéaire, il existe une première phase de rodage durant laquelle l'usure est accélérée, la durée de cette phase est variable, on l'estime in vitro à 106 cycles ce qui correspond à environ un an(11,104). Pour certains, cette phase pouvait atteindre 4 ans (94), a contrario elle n'était que de 3 mois pour d'autres (91).

Pour Vendittoli et al. (91), **la phase de rodage du Metasul® en 28mm est de 1 an.**

Dans notre étude, le recul était important. En conséquence, les implants étaient en phase d'usure stationnaire. Les **9 mois** de différence de recul, même s'ils sont statistiquement significatifs, n'ont probablement que **peu d'influence sur les taux d'ions, en condition d'usure normale.**

Ce facteur est par ailleurs controversé, Lainiala et al. (73), dans une étude portant sur 692 resurfaçages et 1056 arthroplasties à grand diamètre avec un recul moyen de 5 ans, ne retrouvait pas de corrélation entre la durée d'implantation et les taux d'ions.

Il n'a donc **pas été réalisé d'ajustement sur cette variable.**

- Il ne semblait pas exister dans cette étude de biais de sélection.
- Pour les facteurs sociodémographiques de confusion, consensuellement reconnus tels que l'âge, le sexe féminin, et l'IMC, nous retrouvons également une corrélation entre ces facteurs et les taux d'ions. Nous avons ajusté les analyses sur ces facteurs.
- Pour les autres facteurs sociodémographiques, leur corrélation est discutée, nous n'avons pas ajusté les analyses sur ces facteurs. Cependant les groupes semblent comparables.
- Pour le recul post-opératoire, ce facteur est discuté et une différence statistiquement significative de 9 mois semble négligeable en phase d'usure stationnaire.

II. SOURCES DE RELARGAGE IONIQUE

A. Usure normale de l'implant

1. Par frottement

Une partie des particules métalliques provient de l'usure par frottement des surfaces articulaires, les facteurs importants conditionnant ce type d'usure sont : le type d'alliage, le jeu articulaire et la taille des implants.

L'implant Durom® était optimisé pour une usure minimale avec :

a) Un alliage forgé à haute teneur en carbone,

La technique de fabrication (forgé ou coulé) influence la rugosité, dans un alliage forgé la répartition des carbures est plus homogène et leur taille inférieure.

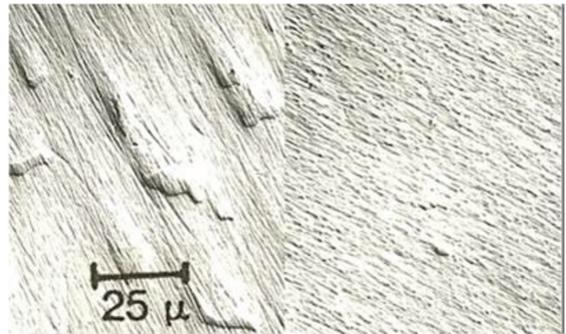


Figure 20 comparaison des deux alliages de CrCo à haute teneur en carbone, coulé à gauche forgé à droite. Source documentation Zimmer Durom®.

Selon Streicher et al.(105) un alliage forgé offre une meilleure résistance à l'usure qu'un alliage coulé. Le taux de carbone a également une incidence sur la résistance à l'usure, les alliages à bas taux de carbone (<0.05%) produisent significativement plus de débris d'usure que les alliages à haute teneur en carbone (>0.20%). Cette différence était retrouvée de manière significative, in vitro, par des tests sur simulateur de hanche (34,105,106).

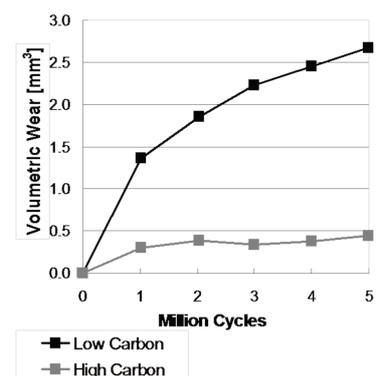


Figure 21 influence du taux de carbone sur l'usure volumétrique selon Firkins et al(106).

b) Un jeu articulaire (clearance) faible.

Le jeu articulaire est la différence de diamètre entre l'intérieur de la cupule acétabulaire et la tête fémorale. Plus la clearance est faible, plus le film de lubrification est important permettant de diminuer la surface de contact entre les implants et donc l'usure(107–109).

A l'excès, un jeu articulaire trop faible risque d'entraîner un phénomène de pincement équatorial lors de la mise en charge (ou « grippage ») et de majorer l'usure (108,110). Rieker et al. (111) ont étudiés l'influence du jeu articulaire sur les grands diamètres, une valeur optimale de 100 à 120 μ m a été définie. Pour Schmidt et al. (107) la valeur optimale serait de 200 μ m. Ces valeurs prenaient en compte la déformation de l'implant lors de l'impaction.

Le jeu articulaire de la cupule Durom® était de **150 μ m, cette valeur étant dans la fourchette optimale de 100 à 200 μ m.**

2. Par corrosion passive de surface.

Dans une étude comparant le couple MoM en diamètre 28 au resurfaçage, Vendittoli et al. (91) émettaient l'hypothèse que si les taux d'ions étaient comparables, cela était dû à une plus grande surface exposée à la corrosion passive du resurfaçage compensée par une usure inférieure de celui-ci. Witzleb et al. (95) retrouvaient les mêmes résultats.

Afin de vérifier cette hypothèse, nous avons analysé le sous groupe diamètre fémoral ≥ 50 mm du groupe LDH. A partir de cette taille d'implant, les têtes étaient creuses, la surface en contact avec les fluides biologiques était donc plus grande et la corrosion de surface plus importante.

Aucune corrélation entre augmentation de la surface exposée aux fluides biologiques et au relargage ionique de Co et Cr n'a été retrouvée. Cependant seuls 14 patients composaient le groupe ≥ 50 , il peut éventuellement s'agir d'un **manque de puissance**.

Le titane était présent dans la tige fémorale du groupe LDH ainsi qu'au niveau du revêtement de surface de la cupule pour les deux groupes. Il existait un taux **significativement plus important dans le groupe LDH**.

Deux phénomènes peuvent expliquer une augmentation des taux de Ti, un relargage au niveau du revêtement de surface de la cupule (85) explique une élévation commune aux deux groupes mais seule la **corrosion de surface au niveau de la tige** peut expliquer cette différence significative.

- Le Cotyle Durom® semblait réunir de bonnes conditions tribologiques en terme de résistance à l'usure par frottement. Ce type d'usure, responsable d'un relargage ionique, est commune aux deux arthroplasties.
- Nous n'avons pas d'argument statistique en faveur d'un relargage d'ions Co et Cr par corrosion passive, peut être par manque de puissance.
- Le taux significativement plus élevé de titane dans le groupe LDH, où la surface en titane exposé aux fluides biologiques est plus importante, confirme l'hypothèse qu'il existe une corrosion passive.

B. Usure anormale de l'implant

1. « edge loading »

Ce phénomène survient lorsque la surface de contact est réduite. Les forces sont alors transmises à l'implant en périphérie et non de façon uniforme. L'edge loading est alors responsable d'une rupture du film de lubrification, ce qui entraîne une augmentation excessive de l'usure.

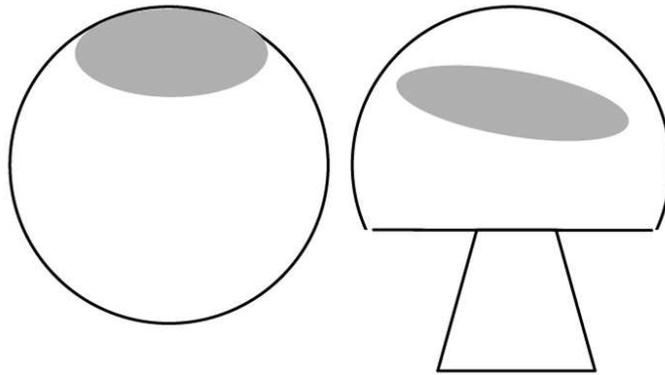


Figure 22 localisation des zones de contact en cas d'edge loading, cupule à gauche et tête à droite selon williams et al(112).

L'edge loading est inversement proportionnel à l'arc de couverture (a), qui lui même varie selon plusieurs facteurs :

- Le dessin de la cupule (α)
- Le positionnement de la cupule (β)
- Le rayon (r)

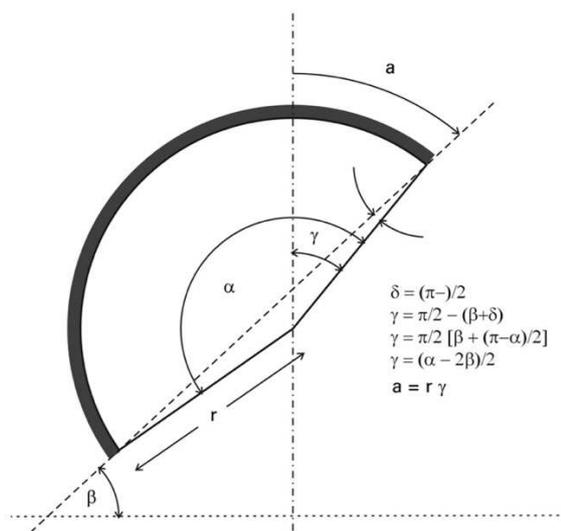


Figure 23 Diagramme de calcul de l'arc de couverture selon De Haan et al. (86) par la formule $a=r\gamma$

Selon De Haan et al. (86), l'augmentation de l'arc de couverture a été corrélée avec une diminution de la production d'ions Co et Cr, **un seuil de 10 mm ou plus et par ailleurs recommandé.**

a) Dessin de la cupule (α)

Afin de préserver au maximum le stock osseux acétabulaire et d'augmenter les amplitudes articulaires, la cupule Durom® n'était pas complètement hémisphérique, l'angle d'ouverture était de **165° (angle constant).**

L'arc de couverture étant directement dépendant de l'angle d'ouverture et de l'inclinaison de la cupule, Langton et al. (70,83) recommandaient une inclinaison < 55° afin d'éviter un edge loading trop important.

En comparaison, une cupule comme l'ASR® dont l'angle d'ouverture variait de 148° à 160° selon le diamètre, imposait une inclinaison maximale de la cupule (70) de 45°.

b) Inclinaison de la cupule

De nombreuses études ont mis en évidence une corrélation entre inclinaison de la cupule acétabulaire et augmentation des taux d'ions (70,73,75,83–89), un **ajustement sur ce facteur a été effectué.**

Au préalable, **une analyse recherchant une corrélation** entre inclinaison de la cupule et taux ionique n'a **pas permis de mettre en évidence de lien** entre ces deux facteurs dans notre étude.

Ce résultat peut s'expliquer par le fait que, **dans notre étude**, les cupules étaient majoritairement relativement **bien positionnées**. Seuls 10% dans le groupe RSA et 22% dans le groupe LDH dépassaient les 55° d'inclinaison.

De plus, l'angle d'ouverture de la cupule Durom® était de 165° quel que soit le diamètre contrairement à la cupule BHR® (158° à 166°) qui incitait Langton et al. (70) à respecter une inclinaison inférieure à 55°.

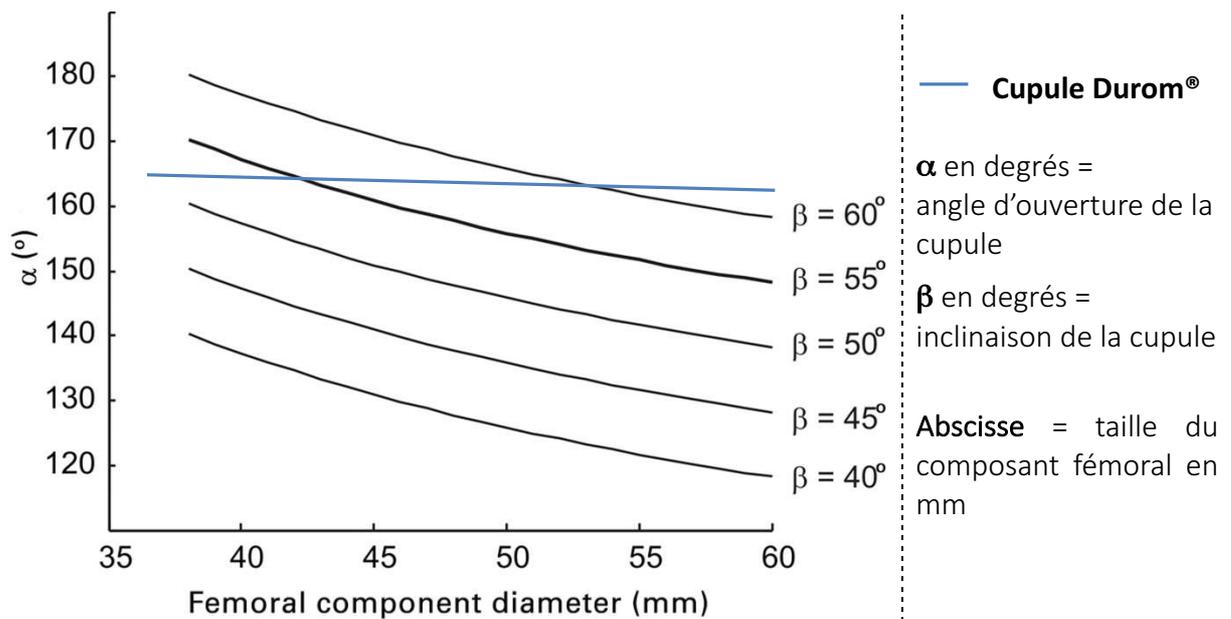


Figure 24 Zone de sécurité d'inclinaison acétabulaire selon la taille du composant fémoral et l'angle d'ouverture de la cupule acétabulaire selon De Haan et al. (86), *modifié*

Selon le diagramme de De Haan et al. (86), avec un angle d'ouverture constant de 165° , pour des diamètres de composants fémoraux compris entre 38 et 56mm, la cupule Durom® devait présenter une inclinaison $< 60^\circ$. Dans ce cas de figure, **seules 2 cupules acétabulaires étaient en dehors de l'inclinaison de sécurité**, dans le groupe LDH. Soit seulement **1% des cupules**.

c) Liée au diamètre.

Si le diamètre fémoral diminue, le rayon (r) également, et à inclinaison acétabulaire constante, l'arc de couverture peut devenir insuffisant ($< 10\text{mm}$) et aboutir à un edge loading important (86).

Ainsi Langton et al. (83) ont constaté des taux ioniques élevés chez les patients présentant des implants de diamètre inférieur à 51mm. Ceci a abouti une **recommandation de pose d'implants de diamètre supérieur ou égal 48mm (76)**.

Une analyse du sous-groupe resurfaçage Durom® $\leq 48\text{mm}$ à été effectuée afin de déterminer s'il existait un « edge loading » excessif lié à un diamètre insuffisant. Nous n'avons **pas retrouvé de différence significative** entre les deux sous groupes, Robinson et al. (81) ne trouvait pas non plus de différence de taux d'ions en

diamètre ≤ 48 mm, en revanche le taux de révision était de 8.3% contre 3.3% en diamètre supérieur.

Lorsque qu'une **analyse préliminaire de corrélation** était effectuée dans les deux groupes de façon isolée, il existait une corrélation inverse entre le diamètre et le Co dans le groupe LDH ($p=0.0292$), il n'y avait pas de corrélation entre le diamètre et les autres taux d'ions.

Cependant il peut s'agir d'un **manque de puissance** (effectifs faibles) puisque lorsque l'analyse était réalisée avec l'ensemble de la population, une corrélation inverse était retrouvée avec les taux de Co et de Cr (ainsi que le ratio Co/Ti, qui lui n'est pas un reflet du couple de frottement).

Le diamètre étant un facteur de risque d'élévation du taux d'ions reconnu dans la littérature (70,70,73,75,80–83), **nous avons ajusté les analyses statistiques sur cette variable.**

- La cupule Durom® présente un dessin à risque majoré d'usure par edge loading.
- Une analyse préliminaire ne retrouvait pas de corrélation entre l'inclinaison acétabulaire et les taux d'ions, ce qui peut s'expliquer par un très faible nombre d'implants (1%) au delà de l'inclinaison de sécurité (2 Durom® LDH™). Un ajustement sera tout de même réalisé sur ce facteur.
- Une analyse préliminaire ne retrouvait une corrélation qu'entre le diamètre et le taux de cobalt. Pour les autres ions, il n'existait pas de corrélation significative, probablement par manque de puissance lors de l'analyse par groupe. Sur la population totale, une corrélation significative était retrouvée. Un ajustement a été réalisé sur ce facteur.

2. Le contact col prothétique – cupule acétabulaire (impingement)(62)

En cas de contact répété entre le col prothétique et la cupule acétabulaire, le risque de libération de particules métalliques devient important. Lida et al. (113) ont retrouvé dans un cas d'impingement, une pseudo-tumeur avec biologiquement une élévation du taux de titane (constituant de la tige) et des taux de Co et Cr normaux.

Cette source de relargage ne semble pas en cause dans notre étude puisque, cliniquement, aucun phénomène d'impingement n'a été constaté dans le groupe LDH, et biologiquement, **le ratio Co/Ti n'était pas plus faible dans le groupe LDH** que dans le groupe RSA. De même, ce ratio n'était pas plus élevé en cas d'échec de l'implant.

L'élévation du taux d'ions métalliques par impingement ne semble pas en cause dans notre étude.

3. La modularité

L'arthroplastie de hanche à couple de frottement MoM n'est pas la seule chirurgie orthopédique productrice d'ions métalliques.

En effet, certaines études ont montré un relargage important d'ions métalliques dans d'autres situations et notamment dans les PTG contraintes (114–116). Avec notamment des taux pouvant respectivement aller jusqu'à 25.0 et 47.9 µg/L pour le Cr et le Co (48).

L'hypothèse d'une implication de la modularité a alors été avancée.

D'autres études retrouvaient, après des arthrodèses rachidiennes où il n'existe aucune surface de frottement métal-métal, une élévation des taux d'ion Cr jusqu'à 2.7µg/L au cours des deux premières années puis une diminution les années suivantes. L'hypothèse était celle de **micro-mouvements au niveau des zones modulaires** expliquant le relargage ionique les premières années puis une diminution progressive liée la consolidation de l'arthrodèse et donc la disparition des

micromobilités (117). Cette hypothèse était confirmée par des études montrant des taux élevés persistants lors de pseudarthrodèse (118).

Enfin, pour l'arthroplastie de hanche, des cas d'ARMD ont été décrits en présence de PTH à couple de frottement MoPE, suite à une **corrosion au niveau de la jonction tête-col** (90,119).

Goldberg et al. (120) ont analysé le dépôt noir situé au niveau de cette jonction **en cas de corrosion importante**, ils retrouvaient un taux élevé de Chrome et un faible taux de cobalt. Ils ont alors émis l'hypothèse qu'en cas de corrosion importante, du chrome et du cobalt étaient libérés, le chrome restait localement au niveau du cône morse, le cobalt était quant à lui libéré dans le sang et cela se traduisait par **un ratio Cobalt / Chrome sanguin élevé**.

Dans notre étude, nous avons retrouvé des taux d'ions significativement plus élevés dans le groupe Durom® LDH™. Cela confirme notre hypothèse d'une **implication de la modularité dans le relargage ionique**. Mais une dissociation du ratio Co/Cr, est un argument supplémentaire en faveur de l'implication de la modularité dans le groupe LDH.

Cette hypothèse a d'ailleurs été confirmée par de nombreuses études (41,121–124) qui ont également mis en évidence des **facteurs prédictifs de dysfonctionnement** liés à la modularité. Ces facteurs sont les suivants :

a) Les matériaux

Une jonction modulaire avec deux matériaux différents accélère la corrosion par « **effet batterie** » ou corrosion galvanique (120,125,126). Goldberg et al. (120) ont montré qu'une association Ti (tige) – CrCo (Tête) subissait les effets de la corrosion avec une charge axiale inférieure au couple CrCo (tige) – CrCo (tête). Il en était de même pour une association Acier Inox (tige) – CrCo (tête). Certains auteurs (125) vont plus loin, déconseillant l'association d'alliages identiques mais de laboratoires différents.

Dans le cas de l'arthroplastie Durom® LDH™,

- Tige Alloclassic® Zweymüller® en Ti – Bague d'adaptation en CrCo
- Bague d'adaptation en CrCo – Tête Métasul® LDH™ Durom®

Il y a donc 3 alliages différents :

- Protasul™- 100 (tige fémorale)
- Protasul™ 20 (bague d'adaptation)
- Métasul ® (tête fémorale)

L'implant Durom® en arthroplastie à grand diamètre, peut potentiellement subir une corrosion galvanique importante, au niveau de la bague d'adaptation, puisqu'il présente une jonction Ti-CrCo et une jonction CrCo-CrCo d'alliages différents.

b) La rigidité

Toujours d'après Goldberg et al (120), plus un col fémoral est rigide moins la corrosion est importante, un col trop souple pourrait être compensé par une augmentation du diamètre de celui ci.

Dans le cas présent **la tige est une Alloclassic® Zweymüller® en Ti** ayant un module d'élasticité réduit (105 GPa) donc **plus à risque de corrosion** au niveau de la jonction tête-col que des tiges plus rigides en Co (210 GPa). Seules les bagues 12/14 ont été utilisées.

L'utilisation d'une tige fémorale en titane semble être un facteur supplémentaire en faveur de l'implication de la bague d'adaptation dans le relargage ionique malgré l'utilisation ici du plus grand diamètre de col possible (12/14).

c) Procédé de fabrication

Selon les principes de la tribologie, un alliage forgé résiste mieux à la corrosion qu'un alliage coulé. Cette règle ne s'applique qu'aux têtes fémorales car au niveau des cols on retrouve un score de corrosion plus élevé pour l'alliage forgé.

Ici la bague d'adaptation est en Protasul™- 20, un alliage en CrCo **forgé, avec un score de corrosion élevé.**

d) Longueur de col et tige offset

La longueur du col ainsi que les tiges offset sont des facteurs de risque de corrosion controversés. Pour certains, un col long ou une tige offset entraînent des micromouvements de type « bascule » (rocking motion) responsable d'une corrosion plus importante au niveau de la jonction tête - col (trunionite). Un col court ou une tige standard entraînent des micromouvements de piston (pistoning motion) et une corrosion moindre que lors d'un mouvement de bascule (127,123,126). Pour d'autres comme Gilbert et al.(122), il n'existe aucune corrélation entre longueur du col et trunionite.

Malgré une prédominance de tige offset dans notre série (80%), il n'existait **pas de corrélation significative entre offset et taux d'ions**. Il y avait autant de cols courts et standards (46%) que longs et extra-longs (54%), il n'existait **pas de corrélation entre longueur de col et taux d'ions**.

e) Temps d'implantation

Pour les surfaces de frottement, il existe une première période d'environ 1 an de « rodage » où l'usure et donc le relargage ionique sont importants (85,91), puis une nette diminution de l'usure et du relargage en phase stationnaire.

Concernant le phénomène de trunionite, certaines études retrouvent une corrélation entre la durée d'implantation et l'importance de la corrosion.

De part son recul plus important, il est licite que notre étude retrouve des taux plus élevés que d'autres ayant étudié l'implant Durom® en PTH.

Auteurs	Recul (mois)	Nb patients	% dosé	Co (µg/L)	Cr (µg/L)
Lardanchet et al. (128)	12	24	100	2.76 (1.31-6.57)	1.6 (1.01-2.42)
Garbuz et al. (96)	12	15	87	5.09 (3-7.5)	2.14(0.9-3.2)
Vendittoli et al. (91)	24	51	100	0.7	1.25
Smith et al. (129)	41	19	100	2.8	2
Lainiala et al. (73)	63	41	88	5.1 (0.6-14.4)	1.7 (0.4-5.4)
Notre étude	104	83	100	6.87 (0.4-10.3)	2.4 (0.2-2.9)

Tableau 27 Revue de la littérature de taux de Co et Cr en arthroplastie Durom® LDH™ en fonction du recul en mois.

f) Diamètre fémoral.

En ce qui concerne le phénomène de trunionite, il semblerait que l'augmentation du diamètre fémoral augmente la corrosion à la jonction tête-col (130,124), par augmentation du moment cinétique à ce niveau.

Nous n'avons pas retrouvé, dans le sous groupe Durom® LDH™, de corrélation entre l'augmentation du diamètre fémoral et le ratio Co/Cr.

Hothi et al. (121) ne trouvaient pas non plus de corrélation entre le diamètre fémoral et l'importance de la corrosion, nos résultats ne sont donc pas isolés.

Nous n'avons pas retrouvé de corrélation entre diamètre fémoral et trunionite, cependant il peut s'agir d'un **manque de puissance**, seules 17% des têtes fémorales étaient supérieures à 48mm.

- **La modularité est en cause** dans la différence de taux d'ions métalliques.
- De part la présence de 3 alliages différents, l'implant Durom® LDH™, peut présenter un phénomène de trunionite **par corrosion galvanique**.
- **L'utilisation d'une tige fémorale en titane** semble être un facteur de risque supplémentaire. La version latéralisée majore ce risque dans la littérature, ce qui n'a pas été retrouvé ici.
- Il y avait autant de cols courts et standards que longs et extra-longs, il n'existait pas de corrélation entre longueur de col et taux d'ions dans notre étude contrairement à la littérature.
- Nous n'avons pas retrouvé de corrélation entre diamètre fémoral et trunionite, probablement par manque de puissance.

III. Résultats fonctionnels

A. Grand diamètre fémoral en arthroplastie de hanche

Le concept d'arthroplastie de hanche en grand diamètre, à pour objectif de réduire le risque de luxation et d'augmenter les amplitudes articulaires. Les résultats de notre étude le confirment.

1. Luxation

Selon la formule de Massé et Wagner, pour qu'une luxation se produise, c'est à dire que la tête sorte du cotyle, il faut qu'elle parcourt la distance D . Donc à inclinaison constante, plus le diamètre de la tête fémorale prothétique augmente, plus la distance D augmente et le risque de luxation diminue.

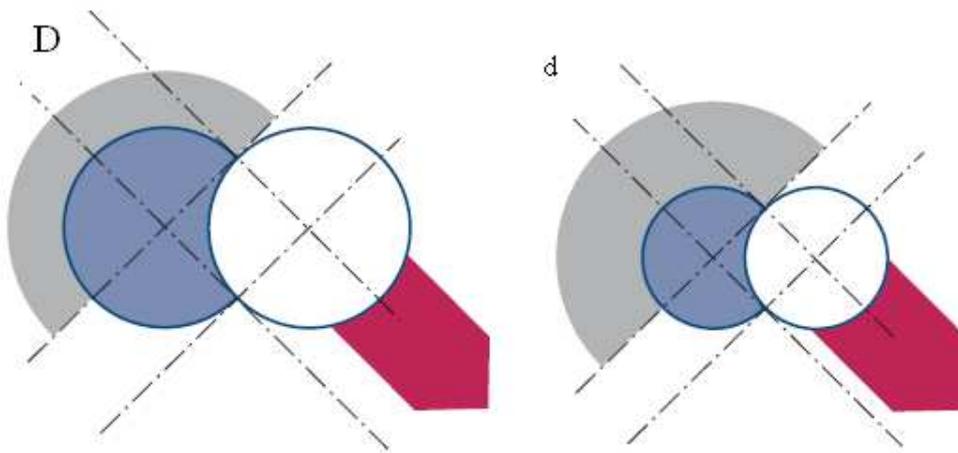


Figure 25 Augmentation de la distance D avec le diamètre de la tête fémorale selon Crowninshield et al (131).

La luxation peut être due à un effet came par conflit entre le col et la paroi de l'acétabulum ou à une décoaptation par laxité des parties molles. Pour Burroughs et al (132), une cupule inclinée à 45° avec un col de 14.7mm ainsi que l'utilisation d'une tête de 38mm ou plus supprime complètement le risque de luxation par impingement.

Le plus petit diamètre de tête fémorale utilisé dans notre étude était de 38mm en PTH et 42 en resurfaçage. **Aucune luxation** n'avait été constatée que ce soit en PTH ou en resurfaçage, le diamètre avait donc une influence sur le risque de luxation. Les deux groupes étaient comparables sur ce risque malgré un diamètre significativement plus important dans le groupe resurfaçage. Ces résultats sont cohérents avec la littérature.

Auteurs	Nb de hanches	Recul mois	% luxations
DUROM LDH			
Berton et al. 2010 (25)	100	43	0%
Mertl et al. 2010 (133)	106	30	2% ^a
Lardanchet et al. 2012 (134)	24	12	4%
Saragaglia et al. 2015 (26)	177 ^b	81.6	0%
Notre étude	83	108	0%
DUROM RSA			
Krantz et al. 2012 (135)	10	50.6	0%
Leclercq et al. 2013 (136)	644	60	0.4 ^c
Notre étude	90	99.5	0%

Tableau 28 taux de luxation observé dans la littérature pour l'implant DUROM en LDH et en resurfaçage.

a Post-traumatiques

b 12% de perdus de vue.

c Voie d'abord de Hardinge pour l'ensemble des 0.4%

2. Amplitudes articulaires

Un gain significatif d'amplitudes articulaires a été retrouvé dans les deux groupes, il n'existait cependant pas de différence de gain entre les deux. De même, **les amplitudes post-opératoires étaient comparables** dans tous les secteurs de mobilité.

L'avantage majeur de l'arthroplastie à grand diamètre en comparaison au resurfaçage est l'optimisation du ratio tête-col garantissant une absence d'impingement et de grandes mobilités théoriques (132,137). Le conflit col fémoral – cupule en resurfaçage est un facteur limitant les amplitudes articulaires. Le risque d'effet came col fémoral-cupule est majeur dans cette configuration. La technique chirurgicale est alors primordiale (51). Ainsi Girard et al. (137,138), ont montré que l'optimisation de l'offset antérieur permet de garantir de bonnes amplitudes (avec un gain de 5° pour 1 mm d'offset).

Notre étude semble donc confirmer, qu'avec une technique chirurgicale adaptée optimisant le ratio tête-col, les résultats en terme de **mobilité du resurfaçage sont comparables à l'arthroplastie totale à grand diamètre**.

B. Niveau d'activité

La partie « marche-stabilité » du score PMA et la partie « marche-fonction » du score HARRIS avaient significativement été améliorées dans chacun des deux groupes sans qu'aucune différence significative n'ait été mise en évidence entre ces deux groupes.

90% du groupe LDH et 94% du groupe resurfaçage retrouvaient un niveau d'activité élevé avec la pratique de sport à impact.

Les 2 concepts permettaient donc d'atteindre le même niveau d'activité en post-opératoire.

C. Douleur

Les parties « douleur » du score PMA et du score HARRIS ont été significativement améliorées dans chacun des deux groupes.

En post opératoire, plus de 80% des patients du groupe resurfaçage ne présentaient aucune douleur, en revanche dans le groupe dans le groupe LDH, seuls 65 à 73% (harris et PMA) des patients ne présentaient aucune douleur.

Cette différence s'explique par un taux d'échec important dans le groupe LDH où l'on retrouve un taux de survie à 67%.

D. Longueur

Le resurfaçage semblait mieux restaurer la longueur, ce qui est cohérent avec la littérature. Cependant une inégalité > 1cm était un critère d'exclusion dans ce groupe. Il existait donc **un biais**.

- Le concept du grand diamètre permettait une diminution du risque de luxation et une augmentation des amplitudes articulaires. Il n'existait pas de différence entre les deux concepts en terme de bénéfice lié au grand diamètre.
- Le niveau d'activité entre les deux groupes semblait équivalent.
- Le taux de douleurs était plus important dans le groupe LDH, ce qui s'explique par un taux d'échec plus important dans ce groupe.

IV. Scores

Il n'existait **pas de supériorité** d'un groupe par rapport à l'autre concernant les scores **PMA et Harris post-opératoire**. Cependant **dans le groupe LDH**, bien que la valeur moyenne des scores ne soit pas significativement inférieure, on note **une dispersion plus importante avec notamment des valeurs minimales très faibles**. Ces « mauvais scores » correspondent aux patients en échec de l'arthroplastie lors de l'examen clinique.

Concernant le score **Oxford** post-opératoire, qui lui est subjectif, il est significativement **meilleur dans le groupe resurfaçage**.

Ces résultats sont cohérents puisque lorsque les patients ont bénéficié d'une révision chirurgicale, le score est le dernier avant la chirurgie (les résultats étaient donc bons avant une révision septique ou pour fracture), ensuite dans les cas de révision du groupe Durom® LDH™, lors des révisions pour pseudotumeur, les patients présentaient essentiellement une symptomatologie douloureuse sans retentissement important sur la fonction et la marche.

De plus, lors de la réalisation des scores objectifs, il est possible que l'item douleur soit minimisé par rapport au ressenti du patient (discordance oxford et PMA/Harris). Il peut donc exister à ce niveau **un biais de mesure lié à l'examineur** qui minimiserait l'item douleur.

- Les deux concepts permettaient d'atteindre des scores fonctionnels objectifs comparables, avec une plus grande dispersion dans le groupe LDH, probablement du fait de l'item douleur.
- Le score Oxford, lui subjectif, est meilleur dans le groupe RSA.
- Cette **discordance** entre scores objectifs et subjectif peut être secondaire à un **biais de mesure**.

V. Survie

Le taux de survie était significativement **meilleur ($p < 0.0001$) dans le groupe RSA (98%)** que dans le groupe LDH (67%). Que ce soit pour toute la cohorte ou dans le groupe LDH, il existe une corrélation positive entre les taux d'ions, les ratios et la reprise chirurgicale.

Un taux d'échec important du groupe Durom® LDH™ était également retrouvé dans la littérature. Althuisen et al. (139) retrouvaient un taux de révision prévisible à 10 ans de 14.2% (5.5-22.8), Ng. et al. (140) retrouvaient un taux de révision prévisible de 31%.

Avec un taux de **33% à environ 9 ans (29% d'échec lié à l'implant)**, nos résultats sont concordants avec les scores prévus par d'autres études.

Auteurs	Nb hanches	Recul en mois	Taux d'échec
Long et al. 2010 (141)	207	19	15%
Illgen et al. 2010 (142)	63	12	11.1%
Ng et al. 2011 (140)	297	120 ^a	31% ^a
Lardanchet et al. 2012 (134)	24	24	8.3%
Althuisen et al. (139)	64	120 ^a	14.2% ^a
Saragaglia et al. 2015 (26)	177 ^b	81	7.3%
Notre étude	83	108	29%

Tableau 29 Taux d'échec de l'implant Durom® LDH™ dans la littérature

a taux prévisible à 10 ans.

b 12% de perdus de vue

Les bons résultats du groupe Durom® resurfaçage sont aussi concordants avec la littérature.

Auteurs	Nb hanches	Recul en mois	Taux d'échec
Vendittoli et al. 2007 (85)	64	24	0%
Goronzy et al. 2010 (143)	132	30	2.3%
Naal et al. 2011 (144)	100	60	11.8%
Leclercq et al. 2013 (136)	644	60	9%
Robinson et al. 2014 (81)	120	48	3.3%
Notre étude	90	99	2%

Tableau 30 Taux d'échec de l'implant Durom® Resurfacing dans la littérature

Dans notre étude, **une élévation des taux d'ions avec une dissociation du ratio Co/Cr était significativement corrélée à un échec de l'implant**. Cette corrélation est controversée dans la littérature (81,145). Langton et al. (145) retrouvaient également une corrélation entre des taux d'ions élevés et le taux

d'échec tandis que pour beaucoup d'autres auteurs, il n'existait pas ou alors pas de façon significative de corrélation.

Les différences majeures entre ces deux arthroplasties sont :

- La présence d'une **tige fémorale en Ti** dans le groupe Durom® LDH™, les excellents résultats de cet implant ne sont plus discutés. Son implication dans le taux d'échec semble peu probable.

- La présence d'une **modularité de la jonction tête-col**. Cette partie de l'arthroplastie fût l'objet principal de notre étude concernant le relargage ionique, **la modularité semble être impliquée dans l'échec de l'arthroplastie**.

Dans cette étude, il existe une **corrélation significative forte ($p < 0.0001$) entre échec et taux d'ions mais également avec le ratio Co/Cr**. En cas d'échec, toutes causes confondues, le taux moyen observé de cobalt était de $10.23\mu\text{g/L} \pm 3.98$ (0.36-16.80), la moyenne du ratio Co/Cr était de 4.67 ± 2.91 (0.36-11.26). En cas d'échec secondaire à l'implant (hors sepsis, fracture et collapse de tête fémorale) le taux de Co était supérieur à $5\mu\text{g/L}$ dans 100% et supérieur à $7\mu\text{g/L}$ dans 92% des cas.

	Echec lié à l'implant	Pas d'échec	
Co > $5\mu\text{g/L}$	24 = VP	31 = FP	VPP = 44%
Co ≤ $5\mu\text{g/L}$	0 = FN	118 = VN	VPN = 100 %
	Se = 100%	Sp = 79 %	

Tableau 31 Tableau de contingence pour un taux de Co seuil de $5\mu\text{g/L}$

	Echec lié à l'implant	Pas d'échec	
Co > $7\mu\text{g/L}$	22 = VP	2 = FP	VPP = 92%
Co ≤ $7\mu\text{g/L}$	2 = FN	147 = VN	VPN = 99 %
	Se = 92%	Sp = 99 %	

Tableau 32 Tableau de contingence pour un taux de Co seuil de $7\mu\text{g/L}$

D'après ces tableaux de contingence, un taux de cobalt supérieur à 5µg/L semblerait plus adapté à un test de dépistage avec une bonne sensibilité (100%).

Ici **la valeur de 7µg/L semble plus adaptée**, avec une spécificité de 99%, il s'agit d'un **bon seuil pour un test diagnostic**.

Conformément aux recommandations (31), l'utilisation du dosage ionique pour la surveillance du couple MoM, avec une **valeur seuil de seuil de 7µg/L** est un bon examen diagnostic. Les valeurs de sensibilité et spécificité, retrouvées dans notre étude sont concordantes avec celles de la méta-analyse de l'HAS (31).

Van Der Straeten et al. (76), dans un consensus concernant le couple MoM et dosage ionique, considéraient qu'une valeur comprise entre 4µg/L et 10µg/L nécessitait une surveillance accrue, une valeur supérieure à 10µg/L était un « niveau d'alerte » avec un risque important d'échec.

La valeur seuil de 7µg/L de cobalt dans le sang total est également la valeur retenue en Angleterre par la Medicines and Healthcare products Regulatory Agency(146).

- Il existe un taux d'échec important de l'implant Durom® LDH™ cohérent avec la littérature, l'implant de resurfaçage présente quant à lui de bon résultats également concordants avec la littérature.
- La **modularité semble donc impliquée dans l'échec** observé dans le groupe LDH.
- Une élévation des taux d'ions ainsi que des ratios est corrélé avec un échec de l'implant.
- Une élévation des **taux d'ions Co, supérieure à 7µg/L, semble être une bonne valeur seuil diagnostic,**
- l'association d'une dissociation du ratio Co/Cr indique une implication de la modularité.

VI. EFFETS SYSTEMIQUES DU RELARGAGE IONIQUE

Dans notre étude, les taux d'ions métalliques étaient supérieurs aux taux observés dans la population générale. Mazoochian et al. (147) retrouvaient dans un groupe contrôle sans implants métalliques, un taux de Co médian de 0.21µg/L et de Cr de 1.48µg/L.

Une exposition chronique à des taux élevés comporte des risques pour la santé. Aucune complication n'a été retrouvée dans notre étude.

A. Oncogénicité du couple MoM

Pour Ladon et al. (148) l'arthroplastie MoM serait responsable d'une augmentation des translocations chromosomiques et d'aneuploïdies sur les lymphocytes. Plus récemment Savarino et al. (149), retrouvaient effectivement une augmentation des lésions de l'ADN après arthroplastie de resurfaçage. Toutefois, il n'a pas été retrouvé de corrélation entre augmentation des taux ioniques sanguins et anomalies chromosomiques. Ceci aboutirait tout de même, avec le temps, à une accumulation de mutations génétiques (150).

Même si certaines études retrouvent une corrélation entre PTH MoM et cancers hématopoïétique (151), les études récentes de grande envergure avec un long recul (15 à 30 ans) ne confirment pas ce sur-risque (152).

De façon plus générale, Visuri et al. (153) dans une méta-analyse portant sur 49 000 prothèses totales de hanche et 24 000 prothèses de genou, retrouvaient une diminution du risque de nombreux cancer en comparaison à la population générale. Ce résultat n'est pas isolé, Tharani et al. (154) en 2001 lors d'une étude de moins grande envergure retrouvaient les mêmes résultats.

B. Tératogénicité du couple MoM

L'arthroplastie de hanche concerne des patients de plus en plus jeunes, la question des femmes en âge de procréer se pose alors, avec notamment le risque de passage trans-placentaire.

Ziaee et al. (155) ont étudiés le passage trans-placentaire des ions Cr et Co par mesure dans le sang maternel et dans le cordon. Ils ont alors objectivé un passage trans-placentaire (29% pour le chrome et 60% pour le cobalt) des ions, cependant aucune anomalie n'a été retrouvée chez les nouveaux nés.

De ce fait, il semble licite de considérer que la femme jeune est une contre-indication relative. De même, si une femme porteuse d'arthroplastie MoM envisage une grossesse, la période d'usure stationnaire semble la plus adaptée.

C. Autre

Enfin il semblerait qu'une exposition chronique au cobalt entrainerait une hypothyroïdie, des poly-neuropathies et cardiomyopathies (156).

VII. LIMITES DE L'ETUDE.

A. Puissance de l'étude.

Il s'agit d'une étude rétrospective, avec ajustement sur les facteurs de confusion : **Niveau de preuve III**.

Pour certaines analyses en sous-groupe, il existait probablement un manque de puissance du fait d'un nombre insuffisant de patients dans ces sous groupes. Cependant, il ne s'agissait pas de l'objectif principal de l'étude.

B. Biais méthodologiques

Il n'y avait pas de biais de sélection évident.

L'analyse statistique a été effectuée après ajustement sur les facteurs de confusions connus.

Il existait probablement un biais de mesure concernant les scores objectifs.

C. Dosage ionique / biais de mesure

Le protocole de dosage du Chrome, Cobalt et Titane est fiable et validé, il semble exister toutefois des biais de mesure.

Premièrement, il pourrait exister des écarts inter-individus, notamment liés au délai variable d'acheminement du prélèvement au laboratoire (mais faible impact car tube stocké à 4°C). De plus, la prise en charge de ce prélèvement s'effectue quand le laboratoire a réceptionné un certain nombre de prélèvements, les prélèvements peuvent alors être stockés quelques jours avant d'être analysés.

Deuxièmement, il pourrait y avoir un risque de contamination du prélèvement lors de l'utilisation de l'appareil de mesure (ICP-MS) si le prélèvement précédent contenait un taux très élevé de métal, par un mécanisme de contamination de la sonde. Cependant, ce risque est faible puisqu'en cas de dosage anormalement élevé, une seconde analyse était effectuée par le laboratoire.

En cas de dosage élevé confirmé, le patient était de nouveau convoqué pour un nouveau dosage à quelques semaines d'intervalle.

Enfin, nous n'avons pas de dosage pré-opératoire pour le groupe Durom® LDH™, nous n'avons donc pas pu effectuer de comparaison entre pré et post-opératoire.

CONCLUSION

Il existe, après ajustement sur les facteurs de confusion connus, des taux sanguins d'ions métalliques significativement plus importants après arthroplastie totale de hanche à grand diamètre qu'après resurfaçage.

Il existe un phénomène de corrosion passive, qui explique les taux anormalement élevés de Ti dans le groupe LDH, cependant ce phénomène n'est pas responsable des taux élevés de Co et Cr dans ce même groupe.

Le contact col fémoral prothétique - cupule (impingement) n'est pas en cause dans le relargage ionique de la population LDH.

Un ajustement a été effectué sur les facteurs d'usure anormale (par edge loading) à savoir le diamètre fémoral et l'inclinaison de la cupule acétabulaire.

La seule source de relargage ionique susceptible d'expliquer cette différence est donc la modularité, avec une corrosion au niveau de l'adaptateur ou trunionite, comme le témoigne la dissociation du ratio Co/Cr.

Enfin, ces deux types d'arthroplasties destinées à une population jeune et active, permettent d'obtenir des scores fonctionnels et un taux de luxation comparables. Cependant, aujourd'hui seul le resurfaçage est encore autorisé, l'arthroplastie totale à grand diamètre présentant un taux d'échec élevé.

REFERENCES BIBLIOGRAPHIQUES

1. Learmonth ID, Young C, Rorabeck C. The operation of the century: total hip replacement. *Lancet Lond Engl.* 27 oct 2007;370(9597):1508-19.
2. Migaud H, Jobin A, Chantelot C, Giraud F, Laffargue P, Duquennoy A. Cementless metal-on-metal hip arthroplasty in patients less than 50 years of age: comparison with a matched control group using ceramic-on-polyethylene after a minimum 5-year follow-up. *J Arthroplasty.* déc 2004;19(8 Suppl 3):23-8.
3. Sochart DH, Porter ML. Long-term results of cemented Charnley low-friction arthroplasty in patients aged less than 30 years. *J Arthroplasty.* févr 1998;13(2):123-31.
4. Callaghan JJ, Forest EE, Olejniczak JP, Goetz DD, Johnston RC. Charnley total hip arthroplasty in patients less than fifty years old. A twenty to twenty-five-year follow-up note. *J Bone Joint Surg Am.* mai 1998;80(5):704-14.
5. Harris WH. The problem is osteolysis. *Clin Orthop.* févr 1995;(311):46-53.
6. Amstutz HC, Campbell P, Kossovsky N, Clarke IC. Mechanism and clinical significance of wear debris-induced osteolysis. *Clin Orthop.* mars 1992;(276):7-18.
7. Weber BG. Experience with the Metasul total hip bearing system. *Clin Orthop.* août 1996;(329 Suppl):S69-77.
8. Boutin P. [Total arthroplasty of the hip by fritted aluminum prosthesis. Experimental study and 1st clinical applications]. *Rev Chir Orthopédique Réparatrice Appar Mot.* mai 1972;58(3):229-46.
9. Weber BG. [Metal-metal total prosthesis of the hip joint: back to the future]. *Z Für Orthop Ihre Grenzgeb.* août 1992;130(4):306-9.
10. Weber BG, Semlitsch MF, Streicher RM. Total hip joint replacement using a CoCrMo metal-metal sliding pairing. *Nihon Seikeigeka Gakkai Zasshi.* mai 1993;67(5):391-8.
11. Girard J, Bocquet D, Autissier G, Fouilleron N, Fron D, Migaud H. Metal-on-metal hip arthroplasty in patients thirty years of age or younger. *J Bone Joint Surg Am.* 20 oct 2010;92(14):2419-26.
12. Bishop N, Witt F, Pourzal R, Fischer A, Rüttschi M, Michel M, et al. Wear patterns of taper connections in retrieved large diameter metal-on-metal bearings. *J Orthop Res Off Publ Orthop Res Soc.* juill 2013;31(7):1116-22.

13. Delaunay C. [Can metal-on-metal bearings improve the longevity of total hip prostheses?]. *Rev Chir Orthopédique Réparatrice Appar Mot.* févr 2005;91(1):70-8.
14. Delaunay C. [Second-generation metal bearings in cementless primary total hip arthroplasty: rationale, French homologation and preliminary results]. *Rev Chir Orthopédique Réparatrice Appar Mot.* déc 2000;86(8):809-24.
15. Girard J, Kern G, Migaud H, Delaunay C, Ramdane N, Hamadouche M, et al. Primary total hip arthroplasty revision due to dislocation: prospective French multicenter study. *Orthop Traumatol Surg Res OTSR.* sept 2013;99(5):549-53.
16. Emsley D, Martin J, Newell C, Pickford M, Royall M, Swanson M, et al. National Joint Registry for England and Wales: 5th annual report, 2008. 2012.
17. Girard J. CORR Insights(®): Short-term Risk of Revision THA in the Medicare Population Has Not Improved With Time. *Clin Orthop.* 13 oct 2015;
18. Delaunay C, Hamadouche M, Girard J, Duhamel A, SoFCOT Group. What are the causes for failures of primary hip arthroplasties in France? *Clin Orthop.* déc 2013;471(12):3863-9.
19. Migaud H, Girard J, Jobin A, others. Couple de frottement métal-métal en grand diamètre au cours des arthroplasties totales de hanche: Avantages et inconvénients. *Rev Chir Orthop.* 2006;92.
20. Cuckler JM, Moore KD, Lombardi AV Jr, McPherson E, Emerson R. Large versus small femoral heads in metal-on-metal total hip arthroplasty. *J Arthroplasty.* déc 2004;19(8 Suppl 3):41-4.
21. Howie DW, Holubowycz OT, Middleton R, Large Articulation Study Group. Large femoral heads decrease the incidence of dislocation after total hip arthroplasty: a randomized controlled trial. *J Bone Joint Surg Am.* 20 juin 2012;94(12):1095-102.
22. Zhou Y, Guo S, Liu Q, Tang J, Li Y. Influence of the femoral head size on early postoperative gait restoration after total hip arthroplasty. *Chin Med J (Engl).* 5 juill 2009;122(13):1513-6.
23. Skinner J, Gregg P, Kay P, others. Medicines and Healthcare products Regulatory Agency: report of the expert advisory group looking at soft tissue reactions associated with metal-on-metal hip replacements, 2010.
24. Haddad FS, Thakrar RR, Hart AJ, Skinner JA, Nargol AVF, Nolan JF, et al. Metal-on-metal bearings: the evidence so far. *J Bone Joint Surg Br.* mai 2011;93(5):572-9.
25. Berton C, Girard J, Krantz N, Migaud H. The Durom large diameter head acetabular component: early results with a large-diameter metal-on-metal bearing. *J Bone Joint Surg Br.* févr 2010;92(2):202-8.
26. Saragaglia D, Belvisi B, Rubens-Duval B, Pailhé R, Rouchy RC, Mader R. Clinical and radiological outcomes with the DuromTM acetabular cup for large-

diameter total hip arthroplasty: 177 implants after a mean of 80 months. *Orthop Traumatol Surg Res OTSR*. juin 2015;101(4):437-41.

27. Lons A, Arnould A, Pommepuy T, Drumez E, Girard J. Excellent short-term results of hip resurfacing in a selected population of young patients. *Orthop Traumatol Surg Res OTSR*. oct 2015;101(6):661-5.

28. Ollivere B, Darrah C, Barker T, Nolan J, Porteous MJ. Early clinical failure of the Birmingham metal-on-metal hip resurfacing is associated with metallosis and soft-tissue necrosis. *J Bone Joint Surg Br*. août 2009;91(8):1025-30.

29. Graves SE, Rothwell A, Tucker K, Jacobs JJ, Sedrakyan A. A multinational assessment of metal-on-metal bearings in hip replacement. *J Bone Joint Surg Am*. 21 déc 2011;93 Suppl 3:43-7.

30. Jameson SS, Baker PN, Mason J, Rymaszewska M, Gregg PJ, Deehan DJ, et al. Independent predictors of failure up to 7.5 years after 35 386 single-brand cementless total hip replacements: a retrospective cohort study using National Joint Registry data. *Bone Jt J*. juin 2013;95-B(6):747-57.

31. Rapport_Prothèses totales de hanche métal-métal - rapport_protheses_totales_de_hanche_metal-metal.pdf [Internet]. [cité 10 févr 2016]. Disponible sur: http://www.has-sante.fr/portail/upload/docs/application/pdf/2013-07/rapport_protheses_totales_de_hanche_metal-metal.pdf

32. Migaud H, Putman S, Combes A, Berton C, Bocquet D, Vasseur L, et al. Metal-on-Metal Bearing: Is This the End of the Line? We Do Not Think So. *HSS J Musculoskelet J Hosp Spec Surg*. oct 2012;8(3):262-9.

33. Affatato S, Bersaglia G, Junqiang Y, Traina F, Toni A, Viceconti M. The predictive power of surface profile parameters on the amount of wear measured in vitro on metal-on-polyethylene artificial hip joints. *Proc Inst Mech Eng [H]*. avr 2006;220(3):457-64.

34. Dowson D, Hardaker C, Flett M, Isaac GH. A hip joint simulator study of the performance of metal-on-metal joints: Part I: the role of materials. *J Arthroplasty*. déc 2004;19(8 Suppl 3):118-23.

35. Jin ZM, Dowson D, Fisher J. Analysis of fluid film lubrication in artificial hip joint replacements with surfaces of high elastic modulus. *Proc Inst Mech Eng [H]*. 1997;211(3):247-56.

36. Rieker CB, Schön R, Konrad R, Liebentritt G, Gnepf P, Shen M, et al. Influence of the clearance on in-vitro tribology of large diameter metal-on-metal articulations pertaining to resurfacing hip implants. *Orthop Clin North Am*. avr 2005;36(2):135-42, vii.

37. Smith SL, Dowson D, Goldsmith AA. The effect of femoral head diameter upon lubrication and wear of metal-on-metal total hip replacements. *Proc Inst Mech Eng [H]*. 2001;215(2):161-70.

38. Dunstan E, Sanghrajka AP, Tilley S, Unwin P, Blunn G, Cannon SR, et al. Metal ion levels after metal-on-metal proximal femoral replacements: a 30-year follow-up. *J Bone Joint Surg Br.* mai 2005;87(5):628-31.
39. Rasquinha VJ, Ranawat CS, Weiskopf J, Rodriguez JA, Skipor AK, Jacobs JJ. Serum metal levels and bearing surfaces in total hip arthroplasty. *J Arthroplasty.* sept 2006;21(6 Suppl 2):47-52.
40. Bobyn JD, Tanzer M, Krygier JJ, Dujovne AR, Brooks CE. Concerns with modularity in total hip arthroplasty. *Clin Orthop.* janv 1994;(298):27-36.
41. Hallab NJ, Messina C, Skipor A, Jacobs JJ. Differences in the fretting corrosion of metal-metal and ceramic-metal modular junctions of total hip replacements. *J Orthop Res Off Publ Orthop Res Soc.* mars 2004;22(2):250-9.
42. Harding I, Bonomo A, Crawford R, Psychoyios V, Delves T, Murray D, et al. Serum levels of cobalt and chromium in a complex modular total hip arthroplasty system. *J Arthroplasty.* oct 2002;17(7):893-5.
43. Lavigne M, Belzile EL, Roy A, Morin F, Amzica T, Vendittoli P-A. Comparison of whole-blood metal ion levels in four types of metal-on-metal large-diameter femoral head total hip arthroplasty: the potential influence of the adapter sleeve. *J Bone Joint Surg Am.* mai 2011;93 Suppl 2:128-36.
44. Hussenbocus S, Kosuge D, Solomon LB, Howie DW, Oskouei RH. Head-neck taper corrosion in hip arthroplasty. *BioMed Res Int.* 2015;2015:758123.
45. Bolland BJRF, Culliford DJ, Langton DJ, Millington JPS, Arden NK, Latham JM. High failure rates with a large-diameter hybrid metal-on-metal total hip replacement: clinical, radiological and retrieval analysis. *J Bone Joint Surg Br.* mai 2011;93(5):608-15.
46. Delaunay C, Petit I, Learmonth ID, Oger P, Vendittoli PA. Metal-on-metal bearings total hip arthroplasty: the cobalt and chromium ions release concern. *Orthop Traumatol Surg Res OTSR.* déc 2010;96(8):894-904.
47. Yan Y, Neville A, Dowson D. Understanding the role of corrosion in the degradation of metal-on-metal implants. *Proc Inst Mech Eng [H].* févr 2006;220(2):173-81.
48. Luetzner J, Krummenauer F, Lengel AM, Ziegler J, Witzleb W-C. Serum metal ion exposure after total knee arthroplasty. *Clin Orthop.* août 2007;461:136-42.
49. Macedo CA, Galia CR, Rosito R, Valin MR, Krueel AV, Muller L, et al. [Comparison of the antero-lateral and posterior approaches in primary total hip arthroplasty]. *Rev Fac Cienc Médicas Córdoba Argent.* 1999;56(1):91-6.
50. Feuilhade de Chauvin P, André S, Maurer P, Tomeno B. [Posterior and external transtrochanteric approaches for total hip prosthesis. Comparative study]. *Rev Chir Orthopédique Réparatrice Appar Mot.* 1985;71(3):173-8.

51. Girard J. Resurfaçage de hanche. [Httpwwwem-Premiumcomdoc-Distantuniv-Lille2frdatatraitest0644-61795](http://www.em-premium.com.doc-distant.univ-lille2.fr/rdatatraitest0644-61795) [Internet]. 1 mai 2013 [cité 6 févr 2016]; Disponible sur: <http://www.em-premium.com.doc-distant.univ-lille2.fr/article/796623/resultatrecherche/5>
52. Charnley J. The long-term results of low-friction arthroplasty of the hip performed as a primary intervention. 1970. *Clin Orthop*. janv 2005;(430):3-11; discussion 2.
53. Sutherland CJ, Wilde AH, Borden LS, Marks KE. A ten-year follow-up of one hundred consecutive Müller curved-stem total hip-replacement arthroplasties. *J Bone Joint Surg Am*. sept 1982;64(7):970-82.
54. D'Aubigné RM, Postel M. Functional Results of Hip Arthroplasty with Acrylic Prosthesis. *J Bone Jt Surg Am*. 1 juin 1954;36(3):451-75.
55. Harris WH. Traumatic arthritis of the hip after dislocation and acetabular fractures: treatment by mold arthroplasty. An end-result study using a new method of result evaluation. *J Bone Joint Surg Am*. juin 1969;51(4):737-55.
56. Dawson J, Fitzpatrick R, Carr A, Murray D. Questionnaire on the perceptions of patients about total hip replacement. *J Bone Joint Surg Br*. mars 1996;78(2):185-90.
57. Murray DW, Fitzpatrick R, Rogers K, Pandit H, Beard DJ, Carr AJ, et al. The use of the Oxford hip and knee scores. *J Bone Joint Surg Br*. août 2007;89(8):1010-4.
58. Delaunay C, Epinette J-A, Dawson J, Murray D, Jolles B-M. Validation de la version française du score de hanche Oxford-12. *Rev Chir Orthopédique Traumatol*. 2009;95(2):107-16.
59. Devane PA, Horne JG, Martin K, Coldham G, Krause B. Three-dimensional polyethylene wear of a press-fit titanium prosthesis. Factors influencing generation of polyethylene debris. *J Arthroplasty*. avr 1997;12(3):256-66.
60. Delaunay C, Hamadouche M, Girard J, Duhamel A, SoFCOT Group. What are the causes for failures of primary hip arthroplasties in France? *Clin Orthop*. déc 2013;471(12):3863-9.
61. Iagulli ND, Mallory TH, Berend KR, Lombardi AV, Russell JH, Adams JB, et al. A simple and accurate method for determining leg length in primary total hip arthroplasty. *Am J Orthop Belle Mead NJ*. oct 2006;35(10):455-7.
62. Marchetti E, Krantz N, Berton C, Bocquet D, Fouilleron N, Migaud H, et al. Component impingement in total hip arthroplasty: frequency and risk factors. A continuous retrieval analysis series of 416 cup. *Orthop Traumatol Surg Res OTSR*. avr 2011;97(2):127-33.
63. Tannast M, Murphy SB, Langlotz F, Anderson SE, Siebenrock KA. Estimation of pelvic tilt on anteroposterior X-rays--a comparison of six parameters. *Skeletal Radiol*. mars 2006;35(3):149-55.

64. Tannast M, Zheng G, Anderegg C, Burckhardt K, Langlotz F, Ganz R, et al. Tilt and rotation correction of acetabular version on pelvic radiographs. *Clin Orthop*. sept 2005;438:182-90.
65. Siebenrock KA, Kalbermatten DF, Ganz R. Effect of pelvic tilt on acetabular retroversion: a study of pelvises from cadavers. *Clin Orthop*. févr 2003;(407):241-8.
66. Sutherland CJ, Bresina SJ. Measurement of acetabular component migration using two-dimensional radiography. *J Arthroplasty*. 1992;7 Suppl:377-9.
67. Günther K-P, Schmitt J, Campbell P, Delaunay CP, Drexler H, Ettema HB, et al. Consensus statement « Current evidence on the management of metal-on-metal bearings »--April 16, 2012. *Hip Int J Clin Exp Res Hip Pathol Ther*. févr 2013;23(1):2-5.
68. Hannemann F, Hartmann A, Schmitt J, Lützner J, Seidler A, Campbell P, et al. European multidisciplinary consensus statement on the use and monitoring of metal-on-metal bearings for total hip replacement and hip resurfacing. *Orthop Traumatol Surg Res OTSR*. mai 2013;99(3):263-71.
69. Kwon Y-M, Lombardi AV, Jacobs JJ, Fehring TK, Lewis CG, Cabanela ME. Risk stratification algorithm for management of patients with metal-on-metal hip arthroplasty: consensus statement of the American Association of Hip and Knee Surgeons, the American Academy of Orthopaedic Surgeons, and the Hip Society. *J Bone Joint Surg Am*. 1 janv 2014;96(1):e4.
70. Langton DJ, Sprowson AP, Joyce TJ, Reed M, Carluke I, Partington P, et al. Blood metal ion concentrations after hip resurfacing arthroplasty: a comparative study of articular surface replacement and Birmingham Hip Resurfacing arthroplasties. *J Bone Joint Surg Br*. oct 2009;91(10):1287-95.
71. Vendittoli P-A, Mottard S, Roy AG, Dupont C, Lavigne M. Chromium and cobalt ion release following the Durom high carbon content, forged metal-on-metal surface replacement of the hip. *J Bone Joint Surg Br*. avr 2007;89(4):441-8.
72. Moroni A, Savarino L, Cadossi M, Baldini N, Giannini S. Does ion release differ between hip resurfacing and metal-on-metal THA? *Clin Orthop*. mars 2008;466(3):700-7.
73. Lainiala OS, Moilanen TPS, Hart AJ, Huhtala HSA, Sabah SA, Eskelinen AP. Higher Blood Cobalt and Chromium Levels in Patients With Unilateral Metal-on-Metal Total Hip Arthroplasties Compared to Hip Resurfacings. *J Arthroplasty*. 17 déc 2015;
74. Vendittoli P-A, Roy A, Mottard S, Girard J, Lusignan D, Lavigne M. Metal ion release from bearing wear and corrosion with 28 mm and large-diameter metal-on-metal bearing articulations: a follow-up study. *J Bone Joint Surg Br*. janv 2010;92(1):12-9.
75. Matharu GS, Berryman F, Brash L, Pynsent PB, Treacy RBC, Dunlop DJ. Predicting high blood metal ion concentrations following hip resurfacing. *Hip Int J Clin Exp Res Hip Pathol Ther*. 25 nov 2015;25(6):510-9.

76. Van Der Straeten C, De Smet KA. Current expert views on metal-on-metal hip resurfacing arthroplasty. Consensus of the 6th advanced Hip resurfacing course, Ghent, Belgium, May 2014. *Hip Int J Clin Exp Res Hip Pathol Ther.* 6 oct 2015;0.
77. Yi Z, Bo Z, Bin S, Jing Y, Zongke Z, Fuxing P. Clinical Results and Metal Ion Levels After Ceramic-on-Metal Total Hip Arthroplasty: A Mean 50-Month Prospective Single-Center Study. *J Arthroplasty.* 28 sept 2015;
78. Vendittoli P-A, Amzica T, Roy AG, Lusignan D, Girard J, Lavigne M. Metal Ion release with large-diameter metal-on-metal hip arthroplasty. *J Arthroplasty.* févr 2011;26(2):282-8.
79. Sawalha S, Ravikumar R, Chowdhury EA, Massraf A. The effect of obesity on blood metal ion levels after hip resurfacing and metal-on-metal total hip replacement. *Hip Int J Clin Exp Res Hip Pathol Ther.* févr 2012;22(1):107-12.
80. Vendittoli P-A, Mottard S, Roy AG, Dupont C, Lavigne M. Chromium and cobalt ion release following the Durom high carbon content, forged metal-on-metal surface replacement of the hip. *J Bone Joint Surg Br.* avr 2007;89(4):441-8.
81. Robinson PG, Wilkinson AJ, Meek RMD. Metal ion levels and revision rates in metal-on-metal hip resurfacing arthroplasty: a comparative study. *Hip Int J Clin Exp Res Hip Pathol Ther.* avr 2014;24(2):123-8.
82. Vendittoli P-A, Amzica T, Roy AG, Lusignan D, Girard J, Lavigne M. Metal Ion release with large-diameter metal-on-metal hip arthroplasty. *J Arthroplasty.* févr 2011;26(2):282-8.
83. Langton DJ, Jameson SS, Joyce TJ, Webb J, Nargol AVF. The effect of component size and orientation on the concentrations of metal ions after resurfacing arthroplasty of the hip. *J Bone Joint Surg Br.* sept 2008;90(9):1143-51.
84. Kwon Y-M, Glyn-Jones S, Simpson DJ, Kamali A, McLardy-Smith P, Gill HS, et al. Analysis of wear of retrieved metal-on-metal hip resurfacing implants revised due to pseudotumours. *J Bone Joint Surg Br.* mars 2010;92(3):356-61.
85. Vendittoli P-A, Mottard S, Roy AG, Dupont C, Lavigne M. Chromium and cobalt ion release following the Durom high carbon content, forged metal-on-metal surface replacement of the hip. *J Bone Joint Surg Br.* avr 2007;89(4):441-8.
86. De Haan R, Pattyn C, Gill HS, Murray DW, Campbell PA, De Smet K. Correlation between inclination of the acetabular component and metal ion levels in metal-on-metal hip resurfacing replacement. *J Bone Joint Surg Br.* oct 2008;90(10):1291-7.
87. Hart AJ, Buddhdev P, Winship P, Faria N, Powell JJ, Skinner JA. Cup inclination angle of greater than 50 degrees increases whole blood concentrations of cobalt and chromium ions after metal-on-metal hip resurfacing. *Hip Int J Clin Exp Res Hip Pathol Ther.* sept 2008;18(3):212-9.

88. Hjorth MH, Søballe K, Jakobsen SS, Lorenzen ND, Mechlenburg I, Stilling M. No association between serum metal ions and implant fixation in large-head metal-on-metal total hip arthroplasty. *Acta Orthop.* août 2014;85(4):355-62.
89. Bernstein M, Gupta S, Petit A, Zukor DJ, Huk OL, Antoniou J. The effect of operative factors on outlier ion levels in patients with metal-on-metal hip arthroplasties. *Bull NYU Hosp Jt Dis.* 2011;69 Suppl 1:S20-6.
90. Cooper HJ, Della Valle CJ, Berger RA, Tetreault M, Paprosky WG, Sporer SM, et al. Corrosion at the head-neck taper as a cause for adverse local tissue reactions after total hip arthroplasty. *J Bone Joint Surg Am.* 19 sept 2012;94(18):1655-61.
91. Vendittoli P-A, Roy A, Mottard S, Girard J, Lusignan D, Lavigne M. Metal ion release from bearing wear and corrosion with 28 mm and large-diameter metal-on-metal bearing articulations: a follow-up study. *J Bone Joint Surg Br.* janv 2010;92(1):12-9.
92. Brodner W, Bitzan P, Meisinger V, Kaider A, Gottsauner-Wolf F, Kotz R. Serum cobalt levels after metal-on-metal total hip arthroplasty. *J Bone Joint Surg Am.* nov 2003;85-A(11):2168-73.
93. Maezawa K, Nozawa M, Yuasa T, Aritomi K, Matsuda K, Shitoto K. Seven years of chronological changes of serum chromium levels after Metasul metal-on-metal total hip arthroplasty. *J Arthroplasty.* déc 2010;25(8):1196-200.
94. Lhotka C, Szekeres T, Steffan I, Zhuber K, Zweymüller K. Four-year study of cobalt and chromium blood levels in patients managed with two different metal-on-metal total hip replacements. *J Orthop Res Off Publ Orthop Res Soc.* mars 2003;21(2):189-95.
95. Witzleb W-C, Ziegler J, Krummenauer F, Neumeister V, Guenther K-P. Exposure to chromium, cobalt and molybdenum from metal-on-metal total hip replacement and hip resurfacing arthroplasty. *Acta Orthop.* oct 2006;77(5):697-705.
96. Garbuz DS, Tanzer M, Greidanus NV, Masri BA, Duncan CP. The John Charnley Award: Metal-on-metal hip resurfacing versus large-diameter head metal-on-metal total hip arthroplasty: a randomized clinical trial. *Clin Orthop.* févr 2010;468(2):318-25.
97. Vendittoli P-A, Amzica T, Roy AG, Lusignan D, Girard J, Lavigne M. Metal Ion release with large-diameter metal-on-metal hip arthroplasty. *J Arthroplasty.* févr 2011;26(2):282-8.
98. Johnson AJ, Le Duff MJ, Yoon JP, Al-Hamad M, Amstutz HC. Metal ion levels in total hip arthroplasty versus hip resurfacing. *J Arthroplasty.* août 2013;28(7):1235-7.
99. Hug KT, Watters TS, Vail TP, Bolognesi MP. The Withdrawn ASR™ THA and Hip Resurfacing Systems: How Have Our Patients Fared Over 1 to 6 Years? *Clin Orthop.* févr 2013;471(2):430-8.

100. Beaulé PE, Kim PR, Hamdi A, Fazekas A. A prospective metal ion study of large-head metal-on-metal bearing: a matched-pair analysis of hip resurfacing versus total hip replacement. *Orthop Clin North Am.* avr 2011;42(2):251-7, ix.
101. Silva M, Lee KH, Heisel C, Dela Rosa MA, Schmalzried TP. The biomechanical results of total hip resurfacing arthroplasty. *J Bone Joint Surg Am.* janv 2004;86-A(1):40-6.
102. Beaulé PE, Amstutz HC. Letter of apology: Risk factors affecting the outcome of metal-on-metal surface arthroplasty of the hip. *Clin Orthop.* juin 2005;(435):278.
103. Pelt CE, Bergeson AG, Anderson LA, Stoddard GJ, Peters CL. Serum metal ion concentrations after unilateral vs bilateral large-head metal-on-metal primary total hip arthroplasty. *J Arthroplasty.* déc 2011;26(8):1494-500.
104. Paleochorlidis IS, Badras LS, Skretas EF, Georgaklis VA, Karachalios TS, Malizos KN. Clinical outcome study and radiological findings of Zweymuller metal on metal total hip arthroplasty. a follow-up of 6 to 15 years. *Hip Int J Clin Exp Res Hip Pathol Ther.* déc 2009;19(4):301-8.
105. Streicher RM, Semlitsch M, Schön R, Weber H, Rieker C. Metal-on-metal articulation for artificial hip joints: laboratory study and clinical results. *Proc Inst Mech Eng [H].* 1996;210(3):223-32.
106. Firkins PJ, Tipper JL, Saadatzadeh MR, Ingham E, Stone MH, Farrar R, et al. Quantitative analysis of wear and wear debris from metal-on-metal hip prostheses tested in a physiological hip joint simulator. *Biomed Mater Eng.* 2001;11(2):143-57.
107. Schmidt M, Weber H, Schön R. Cobalt chromium molybdenum metal combination for modular hip prostheses. *Clin Orthop.* août 1996;(329 Suppl):S35-47.
108. Campbell P, Shen F-W, McKellop H. Biologic and tribologic considerations of alternative bearing surfaces. *Clin Orthop.* janv 2004;(418):98-111.
109. Medley JB, Chan FW, Krygier JJ, Bobyn JD. Comparison of alloys and designs in a hip simulator study of metal on metal implants. *Clin Orthop.* août 1996;(329 Suppl):S148-59.
110. Walker PS, Gold BL. The tribology (friction, lubrication and wear) of all-metal artificial hip joints. 1971. *Clin Orthop.* août 1996;(329 Suppl):S4-10.
111. Rieker CB, Schön R, Köttig P. Development and validation of a second-generation metal-on-metal bearing: laboratory studies and analysis of retrievals. *J Arthroplasty.* déc 2004;19(8 Suppl 3):5-11.
112. Williams S, Leslie I, Isaac G, Jin Z, Ingham E, Fisher J. Tribology and wear of metal-on-metal hip prostheses: influence of cup angle and head position. *J Bone Joint Surg Am.* août 2008;90 Suppl 3:111-7.
113. Iida H, Kaneda E, Takada H, Uchida K, Kawanabe K, Nakamura T. Metallosis due to impingement between the socket and the femoral neck in a metal-on-metal

- bearing total hip prosthesis. A case report. *J Bone Joint Surg Am.* mars 1999;81(3):400-3.
114. Leopold SS, Berger RA, Patterson L, Skipor AK, Urban RM, Jacobs JJ. Serum titanium level for diagnosis of a failed, metal-backed patellar component. *J Arthroplasty.* oct 2000;15(7):938-43.
115. Takai S, Yoshino N, Kusaka Y, Watanabe Y, Hirasawa Y. Dissemination of metals from a failed patellar component made of titanium-base alloy. *J Arthroplasty.* oct 2003;18(7):931-5.
116. Jacobs JJ, Silverton C, Hallab NJ, Skipor AK, Patterson L, Black J, et al. Metal release and excretion from cementless titanium alloy total knee replacements. *Clin Orthop.* janv 1999;(358):173-80.
117. Kim Y-J, Kassab F, Berven SH, Zurakowski D, Hresko MT, Emans JB, et al. Serum levels of nickel and chromium after instrumented posterior spinal arthrodesis. *Spine.* 15 avr 2005;30(8):923-6.
118. Wang JC, Yu WD, Sandhu HS, Betts F, Bhuta S, Delamarter RB. Metal debris from titanium spinal implants. *Spine.* 1 mai 1999;24(9):899-903.
119. Svensson O, Mathiesen EB, Reinholt FP, Blomgren G. Formation of a fulminant soft-tissue pseudotumor after uncemented hip arthroplasty. A case report. *J Bone Joint Surg Am.* sept 1988;70(8):1238-42.
120. Goldberg JR, Gilbert JL, Jacobs JJ, Bauer TW, Paprosky W, Leurgans S. A multicenter retrieval study of the taper interfaces of modular hip prostheses. *Clin Orthop.* août 2002;(401):149-61.
121. Hothi HS, Berber R, Whittaker RK, Blunn GW, Skinner JA, Hart AJ. The Relationship Between Cobalt/Chromium Ratios and the High Prevalence of Head-Stem Junction Corrosion in Metal-on-Metal Total Hip Arthroplasty. *J Arthroplasty.* 26 nov 2015;
122. Gilbert JL, Mehta M, Pinder B. Fretting crevice corrosion of stainless steel stem-CoCr femoral head connections: comparisons of materials, initial moisture, and offset length. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater.* janv 2009;88(1):162-73.
123. Skendzel JG, Blaha JD, Urquhart AG. Total hip arthroplasty modular neck failure. *J Arthroplasty.* févr 2011;26(2):338.e1-4.
124. Dyrkacz RMR, Brandt J-M, Ojo OA, Turgeon TR, Wyss UP. The influence of head size on corrosion and fretting behaviour at the head-neck interface of artificial hip joints. *J Arthroplasty.* juin 2013;28(6):1036-40.
125. Srinivasan A, Jung E, Levine BR. Modularity of the femoral component in total hip arthroplasty. *J Am Acad Orthop Surg.* avr 2012;20(4):214-22.

126. Brown SA, Flemming CA, Kawalec JS, Placko HE, Vassaux C, Merritt K, et al. Fretting corrosion accelerates crevice corrosion of modular hip tapers. *J Appl Biomater Off J Soc Biomater*. 1995;6(1):19-26.
127. Del Balso C, Teeter MG, Tan SC, Lanting BA, Howard JL. Taperosis: Does head length affect fretting and corrosion in total hip arthroplasty? *Bone Jt J*. juill 2015;97-B(7):911-6.
128. Lardanchet J-F, Taviaux J, Arnalsteen D, Gabrion A, Mertl P. Étude prospective comparative à un an de trois prothèses totales de hanche métal-métal à têtes de gros diamètre : niveau sérique des ions métalliques et résultats cliniques. *Rev Chir Orthopédique Traumatol*. mai 2012;98(3):229-39.
129. Smith J, Lee D, Bali K, Railton P, Kinniburgh D, Faris P, et al. Does bearing size influence metal ion levels in large-head metal-on-metal total hip arthroplasty? A comparison of three total hip systems. *J Orthop Surg*. 2014;9:3.
130. Fricka KB, Ho H, Peace WJ, Engh CA. Metal-on-metal local tissue reaction is associated with corrosion of the head taper junction. *J Arthroplasty*. sept 2012;27(8 Suppl):26-31.e1.
131. Crowninshield RD, Maloney WJ, Wentz DH, Humphrey SM, Blanchard CR. Biomechanics of large femoral heads: what they do and don't do. *Clin Orthop*. déc 2004;(429):102-7.
132. Burroughs BR, Hallstrom B, Golladay GJ, Hoeffel D, Harris WH. Range of motion and stability in total hip arthroplasty with 28-, 32-, 38-, and 44-mm femoral head sizes. *J Arthroplasty*. janv 2005;20(1):11-9.
133. Mertl P, Boughebri O, Havet E, Triclot P, Lardanchet J-F, Gabrion A. Large diameter head metal-on-metal bearings total hip arthroplasty: Preliminary results. *Orthop Traumatol Surg Res*. févr 2010;96(1):14-20.
134. Lardanchet J-F, Taviaux J, Arnalsteen D, Gabrion A, Mertl P. One-year prospective comparative study of three large-diameter metal-on-metal total hip prostheses: serum metal ion levels and clinical outcomes. *Orthop Traumatol Surg Res OTSR*. mai 2012;98(3):265-74.
135. Krantz N, Miletic B, Migaud H, Girard J. Hip resurfacing in patients under thirty years old: an attractive option for young and active patients. *Int Orthop*. sept 2012;36(9):1789-94.
136. Leclercq S, Lavigne M, Girard J, Chiron P, Vendittoli PA. Durom hip resurfacing system: retrospective study of 644 cases with an average follow-up of 34 months. *Orthop Traumatol Surg Res OTSR*. mai 2013;99(3):273-9.
137. Girard J, Vendittoli PA, Roy AG, Lavigne M. [Femoral offset restoration and clinical function after total hip arthroplasty and surface replacement of the hip: a randomized study]. *Rev Chir Orthopédique Réparatrice Appar Mot*. juin 2008;94(4):376-81.

138. Girard J, Krantz N, Bocquet D, Wavreille G, Migaud H. Femoral head to neck offset after hip resurfacing is critical for range of motion. *Clin Biomech Bristol Avon*. févr 2012;27(2):165-9.
139. Althuisen MNR, V Hooff ML, v d Berg-v Erp SHM, V Limbeek J, Nijhof MW. Early failures in large head metal-on-metal total hip arthroplasty. *Hip Int J Clin Exp Res Hip Pathol Ther*. déc 2012;22(6):641-7.
140. Ng VY, Arnott L, McShane MA. Perspectives in managing an implant recall: revision of 94 Durom Metasul acetabular components. *J Bone Joint Surg Am*. 7 sept 2011;93(17):e100(1-5).
141. Long WT, Dastane M, Harris MJ, Wan Z, Dorr LD. Failure of the Durom Metasul acetabular component. *Clin Orthop*. févr 2010;468(2):400-5.
142. Illgen II RL, Heiner JP, Squire MW, Conrad DN. Large-Head Metal-on-Metal Total Hip Arthroplasty Using the Durom Acetabular Component at Minimum 1-Year Interval. *J Arthroplasty*. sept 2010;25(6, Supplement):26-30.
143. Goronzy J, Stiehler M, Kirschner S, Günther K-P. [Durom™ hip resurfacing. Short- to midterm clinical and radiological outcome]. *Orthop*. sept 2010;39(9):842-52.
144. Naal FD, Pilz R, Munzinger U, Hersche O, Leunig M. High revision rate at 5 years after hip resurfacing with the Durom implant. *Clin Orthop*. sept 2011;469(9):2598-604.
145. Langton DJ, Sidaginamale RP, Joyce TJ, Natu S, Blain P, Jefferson RD, et al. The clinical implications of elevated blood metal ion concentrations in asymptomatic patients with MoM hip resurfacings: a cohort study. *BMJ Open*. 2013;3(3).
146. Metal-on-metal (MoM) hip replacements - updated advice with patient follow ups Medical safety alert - GOV.UK [Internet]. [cité 17 févr 2016]. Disponible sur: <https://www.gov.uk/drug-device-alerts/medical-device-alert-metal-on-metal-mom-hip-replacements-updated-advice-with-patient-follow-ups>
147. Mazoochian F, Schmidutz F, Kiefl J, Fottner A, Michalke B, Schierl R, et al. Levels of Cr, Co, Ni and Mo in erythrocytes, serum and urine after hip resurfacing arthroplasty. *Acta Chir Belg*. avr 2013;113(2):123-8.
148. Ladon D, Doherty A, Newson R, Turner J, Bhamra M, Case CP. Changes in metal levels and chromosome aberrations in the peripheral blood of patients after metal-on-metal hip arthroplasty. *J Arthroplasty*. déc 2004;19(8 Suppl 3):78-83.
149. Savarino L, Fotia C, Roncuzzi L, Greco M, Cadossi M, Baldini N, et al. Does chronic raise of metal ion levels induce oxidative DNA damage and hypoxia-like response in patients with metal-on-metal hip resurfacing? *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*. 19 oct 2015;
150. Lidgren L. Chronic inflammation, joint replacement and malignant lymphoma. *J Bone Joint Surg Br*. janv 2008;90(1):7-10.

151. Gillespie WJ, Frampton CM, Henderson RJ, Ryan PM. The incidence of cancer following total hip replacement. *J Bone Joint Surg Br.* août 1988;70(4):539-42.
152. Visuri T, Pukkala E, Paavolainen P, Pulkkinen P, Riska EB. Cancer risk after metal on metal and polyethylene on metal total hip arthroplasty. *Clin Orthop.* août 1996;(329 Suppl):S280-9.
153. Visuri T, Pukkala E, Pulkkinen P, Paavolainen P. Decreased cancer risk in patients who have been operated on with total hip and knee arthroplasty for primary osteoarthritis: a meta-analysis of 6 Nordic cohorts with 73,000 patients. *Acta Orthop Scand.* juin 2003;74(3):351-60.
154. Tharani R, Dorey FJ, Schmalzried TP. The risk of cancer following total hip or knee arthroplasty. *J Bone Joint Surg Am.* mai 2001;83-A(5):774-80.
155. Ziaee H, Daniel J, Datta AK, Blunt S, McMinn DJW. Transplacental transfer of cobalt and chromium in patients with metal-on-metal hip arthroplasty: a controlled study. *J Bone Joint Surg Br.* mars 2007;89(3):301-5.
156. Campbell JR, Estey MP. Metal release from hip prostheses: cobalt and chromium toxicity and the role of the clinical laboratory. *Clin Chem Lab Med.* janv 2013;51(1):213-20.

ANNEXES

Annexe 1 : SCORE DE POSTEL – MERLE D'AUBIGNE

	DOULEUR	MOBILITE	MARCHE
6	Aucune	$\geq 90^\circ$	Normale ou illimitée
5	Rare et légère	$80^\circ - 70^\circ$	Limitée, légère, boiterie si prolongée, canne pour les longues distances, pas d'instabilité
4	A la marche au bout de 30 min à 1 heure.	$70^\circ - 50^\circ$	Canne toujours pour sortir, boiterie nette, légère instabilité
3	A la marche au bout de 10 à 20 min	$50^\circ - 30^\circ$	Canne en permanence, instabilité majeure
2	A la marche avant 10 min	$< 30^\circ$	2 cannes
1	Immédiatement à la marche		Béquilles
0	En permanence même en position assise ou couchée	- 1 si attitude vicieuse F/RE - 2 si attitude vicieuse ABD-ADD/RI	Impossible

Evaluation globale de la fonction de la hanche selon Merle d'Aubigné.

DOULEUR	MOBILITE	MARCHE	TOTAL	APPRECIATION
6	6	6	18	Excellent
6	5	6	17	Très bon
6	5	5	16	Bon
5	5	5	15	Bon
6	5	4	15	Passable
5	4	5	14	Passable
5	5	4	14	Passable
6	2	5	13	Passable
4	4	4	12, 11, 10, 9	Médiocre
			< 9	Mauvais

Annexe 2 : SCORE DE HARRIS

<p>1. DOULEUR (44)</p> <ul style="list-style-type: none"> - Aucune : 44 - Minimale : 40 - Légère : 30 - Modérée : 20 - Importante : 10 - Très importante : 0 <p>2. FONCTION / MARCHÉ (33)</p> <p>a. Boiterie</p> <ul style="list-style-type: none"> - Aucune : 11 - Légère : 8 - Modérée : 5 - Sévère : 0 <p>b. Aide</p> <ul style="list-style-type: none"> - Aucune : 11 - Canne longue marche : 7 - Béquille : 4 - Deux cannes : 2 - Deux béquilles : 0 <p>c. Périmètre de marche</p> <ul style="list-style-type: none"> - Illimité : 11 - < 1Km : 8 - < 500m : 5 - A l'intérieur : 2 - Lit – fauteuil : 0 	<p>3. ACTIVITES (13)</p> <p>a. Escaliers</p> <ul style="list-style-type: none"> - Normal : 4 - Avec rampe : 2 - Asymétrique : 1 - Impossible : 0 <p>b. Bas-Chaussures</p> <ul style="list-style-type: none"> - Facilement : 4 - Difficilement : 2 - Impossible : 0 <p>c. S'asseoir</p> <ul style="list-style-type: none"> - Toute chaise 1h : 4 - Chaise ≤ 30min - Toute chaise ≤ 30min <p>d. Transports en commun</p> <ul style="list-style-type: none"> - Possible : 1 - Impossible : 0 <p>4. ANOMALIES (4)</p> <p>Si une ou plus de ces anomalies : 0</p> <ul style="list-style-type: none"> - Add. Fixée ≥ 10° - Flex. Fixée ≥ 30° - Rot. Int. Fixée ≥ 10° - Inégalité ≥ 2-3 cm <p>5. MOBILITE (6) (TOTAL EN DEGRES)</p> <ul style="list-style-type: none"> - 210 – 300° : 6 - 160 – 210° : 5 - 100 – 160° : 4 - 60 – 100° : 3 - 30 – 60° : 1 - 0 – 30° : 0
-------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------	------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------

Evaluation globale de la fonction de la hanche selon HARRIS.

APPRECIATION	TOTAL
Très bon	90 - 100
Bon	80 - 89
Assez bon	70 - 79
Passable	60 - 69
Mauvais	< 60

Annexe 3 : SCORE DE OXFORD

Questionnaire Oxford Prothèse de Hanche

Nom :

Prénom :

Date du jour : _ _ / _ _ / _ _ _ _

Côte opérée : droit gaucheCochez une seule case pour chaque question

1. **Durant les 4 dernières semaines...** Comment décrivez-vous la douleur que vous avez habituellement ressentie dans votre hanche ?
- | | | | | |
|------------------------------------|------------------------------------|------------------------------------|-------------------------------------|------------------------------------|
| Aucune
<input type="checkbox"/> | Minime
<input type="checkbox"/> | Légère
<input type="checkbox"/> | Modérée
<input type="checkbox"/> | Sévère
<input type="checkbox"/> |
|------------------------------------|------------------------------------|------------------------------------|-------------------------------------|------------------------------------|
2. **Durant les 4 dernières semaines...** Avez-vous eu des difficultés pour vous laver et sécher le corps vous même (des pieds à la tête) à cause de votre hanche ?
- | | | | | |
|--------------------------------------------------|----------------------------------------------------|-----------------------------------------------------|-----------------------------------------------------|------------------------------------------------------|
| Aucune
difficulté
<input type="checkbox"/> | Difficultés
minimes
<input type="checkbox"/> | Difficultés
modérées
<input type="checkbox"/> | Difficultés
majeures
<input type="checkbox"/> | Impossible à
réaliser
<input type="checkbox"/> |
|--------------------------------------------------|----------------------------------------------------|-----------------------------------------------------|-----------------------------------------------------|------------------------------------------------------|
3. **Durant les 4 dernières semaines...** Avez-vous eu des difficultés à cause de votre hanche pour entrer ou sortir d'une voiture ou pour utiliser les transports en commun ? (Quelque soit le mode de transport utilisé)
- | | | | | |
|--------------------------------------------------|----------------------------------------------------|-----------------------------------------------------|-----------------------------------------------------|------------------------------------------------------|
| Aucune
difficulté
<input type="checkbox"/> | Difficultés
minimes
<input type="checkbox"/> | Difficultés
modérées
<input type="checkbox"/> | Difficultés
majeures
<input type="checkbox"/> | Impossible à
réaliser
<input type="checkbox"/> |
|--------------------------------------------------|----------------------------------------------------|-----------------------------------------------------|-----------------------------------------------------|------------------------------------------------------|
4. **Durant les 4 dernières semaines...** Avez-vous été capable de mettre seul(e) vos bas, collants ou chaussettes ?
- | | | | | |
|-----------------------------------------------|-------------------------------------------------------------|----------------------------------------------------------|-------------------------------------------------------------|------------------------------------------------|
| Oui
facilement
<input type="checkbox"/> | Avec très peu
de difficultés
<input type="checkbox"/> | Avec quelques
difficultés
<input type="checkbox"/> | Avec beaucoup
de difficultés
<input type="checkbox"/> | Non,
impossible
<input type="checkbox"/> |
|-----------------------------------------------|-------------------------------------------------------------|----------------------------------------------------------|-------------------------------------------------------------|------------------------------------------------|
6. **Durant les 4 dernières semaines...** Combien de temps pouviez vous marcher (sans vous arrêter) avant que la douleur dans votre hanche ne devienne très importante ? (Avec ou sans canne)
- | | | | | |
|------------------------------------------------------------------------|---------------------------------------------------|--------------------------------------------------|------------------------------------------------------------------------|-----------------------------------------------------------------------------|
| Pas de douleur
ou plus de 30
minutes
<input type="checkbox"/> | De 16 à 30
minutes
<input type="checkbox"/> | De 5 à 15
minutes
<input type="checkbox"/> | Autour de
la maison
<u>seulement</u>
<input type="checkbox"/> | Pas du tout ou
douleur sévère
à la marche
<input type="checkbox"/> |
|------------------------------------------------------------------------|---------------------------------------------------|--------------------------------------------------|------------------------------------------------------------------------|-----------------------------------------------------------------------------|

7. **Durant les 4 dernières semaines...** Avez-vous pu monter un étage par les escaliers ?
- | | | | | |
|--------------------------|---------------------------------|------------------------------|---------------------------------|--------------------------|
| Oui,
facilement | Avec très peu
de difficultés | Avec quelques
difficultés | Avec beaucoup
de difficultés | Non,
impossible |
| <input type="checkbox"/> | <input type="checkbox"/> | <input type="checkbox"/> | <input type="checkbox"/> | <input type="checkbox"/> |
8. **Durant les 4 dernières semaines...** Après être resté assis (pour un repas par exemple), quel degré de douleur avez-vous ressenti en vous levant de la chaise à cause de votre hanche ?
- | | | | | |
|---------------------------|--------------------------|--------------------------|--------------------------|--------------------------|
| Pas douloureux
du tout | Légèrement
douloureux | Modérément
douloureux | Très
douloureux | Insupportable |
| <input type="checkbox"/> | <input type="checkbox"/> | <input type="checkbox"/> | <input type="checkbox"/> | <input type="checkbox"/> |
9. **Durant les 4 dernières semaines...** Avez-vous boité en marchant, à cause de votre hanche ?
- | | | | | |
|--------------------------|-----------------------------------|---------------------------------------|--------------------------|--------------------------|
| Rarement
ou jamais | Quelquefois, ou
juste au début | Souvent, pas
seulement au
début | La plupart
des jours | Chaque
jour |
| <input type="checkbox"/> | <input type="checkbox"/> | <input type="checkbox"/> | <input type="checkbox"/> | <input type="checkbox"/> |
10. **Durant les 4 dernières semaines...** Avez-vous ressenti au niveau de votre hanche malade (ou opérée) une douleur soudaine, vive et intense (en coup de poignard, spasme, en vrille, etc...) ?
- | | | | | |
|--------------------------|---------------------------|--------------------------|--------------------------|--------------------------|
| Jamais | Seulement 1
ou 2 jours | Quelques
jours | La plupart
des jours | Chaque jour |
| <input type="checkbox"/> | <input type="checkbox"/> | <input type="checkbox"/> | <input type="checkbox"/> | <input type="checkbox"/> |
11. **Durant les 4 dernières semaines...** La douleur de votre hanche vous a-t-elle gêné(e) dans votre travail ou vos activités habituelles (taches ménagères comprises) ?
- | | | | | |
|--------------------------|--------------------------|--------------------------|--------------------------|--------------------------|
| Aucune | Minime | Légère | Modérée | Sévère |
| <input type="checkbox"/> |
11. **Durant les 4 dernières semaines...** Avez-vous eu des difficultés pour vous laver et sécher le corps vous même (des pieds à la tête) à cause de votre hanche ?
- | | | | | |
|--------------------------|--------------------------|--------------------------|--------------------------|--------------------------|
| Aucune | Minime | Légère | Modérée | Sévère |
| <input type="checkbox"/> |

AUTEUR : Nom : RIDON

Prénom : Pierre-Emmanuel

Date de Soutenance : 4 mars 2016

Titre de la Thèse : Etude comparative du couple métal-métal en resurfaçage de hanche et en prothèse totale à grand diamètre : analyse du relargage des ions métalliques.

Thèse - Médecine - Lille 2016

Cadre de classement : Chirurgie orthopédique et traumatologie

DES + spécialité : Chirurgie générale + orthopédique & traumatologie

Mots-clés : hanche, arthroplastie, grand diamètre, resurfaçage, ions métallique

Contexte : On estime à 500 000, le nombre d'arthroplasties métal-métal à grand diamètre (LDH) implantées dans le monde ces 15 dernières années. Après de bons résultats à court et moyen terme, les registres nationaux ont montré un taux d'échec important avec des complications classiques ou spécifiques (réactions allergiques aux débris métalliques). En association à la corrosion passive, Il a été montré qu'une corrosion à la jonction connecteur – col était une source importante de relargage ionique : le phénomène de trunionite. Notre hypothèse était que le relargage ionique est plus important pour l'implant Durom® LDH™ du fait de la modularité, se traduisant par une dissociation du ratio Cobalt/Chrome.

Matériel et méthode : Il s'agissait d'une étude rétrospective, comparative, ouverte, monocentrique, incluant toutes les arthroplasties à grand diamètre Durom® réalisées entre février 2004 et mars 2006. Etaient exclus les patients porteurs d'une autre arthroplastie. 90 resurfaçages et 83 prothèses ont été inclus. Lors de la révision clinique, les scores de Devane, Oxford, PMA et Harris étaient réalisés, les patients bénéficiaient d'une radiographie de bassin et d'un dosage des ions (chrome, cobalt et titane) sur sang total. Les analyses statistiques ont été réalisées après ajustement sur les facteurs de confusion connus : l'âge, le sexe, l'IMC, le diamètre fémoral, l'inclinaison de la cupule.

Résultats : Le recul moyen était de 9 ans. Les taux médians d'ions chrome, cobalt et titane étaient significativement plus importants dans le groupe LDH ($p < 0.0001$) avec une dissociation des ratios Co/Cr et Co/Ti plus importante dans le groupe LDH ($p < 0.0001$). Il existait également une corrélation entre échec de l'arthroplastie et taux élevés d'ions ($p < 0.0001$).

Discussion : Notre étude retrouvait des taux d'ions élevés dans les deux cohortes en faveur d'une corrosion passive. Les taux étaient significativement plus élevés dans le groupe LDH avec une dissociation du ratio Co/Cr en faveur d'une corrosion à la jonction connecteur - col. Une valeur seuil de $7 \mu\text{g/L}$ de Co semblait être la valeur-seuil diagnostique d'échec de l'arthroplastie métal-métal ($\text{Sp} = 99\%$ et $\text{Se} = 92\%$).

Composition du Jury :

Président : Mr le Professeur MIGAUD

Assesseurs :

Mr le Professeur MAYNOU,

Mr le Professeur GIRARD,

Mr le Docteur DELAUNAY