



HAL
open science

**Incidence et topographie des épanchements et
collections liquidiennes de la hanche prothétique en IRM
avec séquence de réduction d'artéfacts métalliques
MAVRIC SL**
Quentin Laferté

► **To cite this version:**

Quentin Laferté. Incidence et topographie des épanchements et collections liquidiennes de la hanche prothétique en IRM avec séquence de réduction d'artéfacts métalliques MAVRIC SL. Médecine humaine et pathologie. 2021. dumas-03255652

HAL Id: dumas-03255652

<https://dumas.ccsd.cnrs.fr/dumas-03255652>

Submitted on 18 Jan 2022

HAL is a multi-disciplinary open access archive for the deposit and dissemination of scientific research documents, whether they are published or not. The documents may come from teaching and research institutions in France or abroad, or from public or private research centers.

L'archive ouverte pluridisciplinaire **HAL**, est destinée au dépôt et à la diffusion de documents scientifiques de niveau recherche, publiés ou non, émanant des établissements d'enseignement et de recherche français ou étrangers, des laboratoires publics ou privés.

UNIVERSITE DE PICARDIE JULES VERNE
FACULTE DE MEDECINE D'AMIENS

ANNEE 2021

THESE POUR LE DIPLOME D'ETAT
DE DOCTEUR EN MEDECINE

N° 2021-23

Incidence et topographie des épanchements et collections liquidiennes de la hanche prothétique en IRM avec séquence de réduction d'artéfacts métalliques MAVRIC SL

Présentée et soutenue publiquement le 16/04/2021 à 18 heures.

Par Quentin LAFERTÉ

DES de Radiologie et Imagerie diagnostique

JURY

Président :

Monsieur le Professeur Jean-Marc CONSTANS

Assesseurs :

Monsieur le Professeur Éric HAVET

Monsieur le Professeur Antoine GABRION

Madame le Docteur Catherine MANCHERON

Directeur de thèse :

Monsieur le Docteur Bruno BONNAIRE

À mon Président de jury,

Monsieur le Professeur Jean-Marc CONSTANS

Responsable du centre d'activité de Neuroradiologie

Coresponsable de l'équipe Universitaire CHIMERE

Coordonnateur du DES d'Imagerie Médicale

Responsable Médical et de la recherche clinique sur l'IRM de recherche du GIE Faire Faces

Professeur des Universités-Praticien Hospitalier

(Radiologie et Imagerie médicale)

Pôle Imagerie

Vous me faites le grand honneur de juger mon travail et de présider le jury de cette thèse. Veuillez trouver ici la marque de ma gratitude et de mon profond respect, tant pour ce jour que pour votre accompagnement tout au long de mon cursus.

Monsieur le Professeur Éric HAVET

Professeur des Universités-Praticien Hospitalier

Anatomie – Chirurgie orthopédique

Assesseur du Premier Cycle

Vous me faites l'honneur d'accepter de siéger à mon jury de thèse et de juger ce travail.

Recevez mes plus sincères remerciements et mon profond respect.

Monsieur le Professeur Antoine GABRION

Professeur des Universités-Praticien Hospitalier

(Chirurgie orthopédique et Traumatologique)

J'ai l'honneur de vous compter parmi mon jury de thèse et vous en remercie.

Voyez en ces mots, l'expression de ma gratitude et de mon respect les plus sincères.

Madame la Docteur Catherine MANCHERON

Praticien Hospitalier

(Radiologie et imagerie médicale)

CHU Amiens-Picardie

Merci pour la confiance que tu mets en moi depuis le début de ma formation à Amiens. Cette confiance m'a toujours été bénéfique et je peux affirmer sans hésiter qu'elle m'a poussé à présenter, à toi et à ce jury, une thèse de médecine sur ce thème qui nous est cher : l'imagerie musculo-squelettique. Ton dévouement pour les patients et la rigoureuse minutie de tes examens sont des éléments que chacun, et moi le premier, peut apprendre de toi. Pourtant, si je devais ne retenir qu'une chose, ce serait ta motivation sans faille à transmettre tes connaissances, et pour cela, je te remercie infiniment.

C'est donc avec le plus grand honneur que je te compte dans mon jury de thèse, et je t'en remercie.

À mon directeur de Thèse,

Monsieur le Docteur Bruno BONNAIRE

Praticien Hospitalier

(Radiologie et Imagerie médicale)

CHU Amiens-Picardie

Merci d'avoir accepté de diriger ce travail et d'avoir été, tout au long de ce long processus, l'ossature intellectuelle et méthodologique qui m'ont permis de présenter aujourd'hui à toi et à ce jury, mon travail de thèse.

Mes remerciements s'étendent bien au-delà de ma thèse puisque, dès mon premier stage au CHU Amiens-Picardie en imagerie musculo-squelettique, tu as su assurer un partage de ton savoir avec rigueur et pédagogie. J'espère avoir la chance de continuer à bénéficier de ton enseignement et de travailler à tes côtés.

Je te prie donc de trouver ici l'expression sincère de mon profond respect.

Remerciements

À mes parents, Alexandra et Thierry, et à la fondation solide et inébranlable que vous représentez. Je ne vous dois pas cette thèse mais bien l'ensemble de mon cursus, et ce, bien avant mes années cristoliennes. Vous m'avez construit une rigueur et une endurance nécessaires à ce parcours tout en m'offrant la possibilité d'échapper à la routine et des chemins trop tracés. Je ne saurais vous remercier à la hauteur de vos efforts mais garder la complicité qui nous lie me semble un bon début. J'espère que chaque personne dans cette salle voit en mon travail, votre travail. Maman, Papa, merci pour tout, pour les personnes que vous êtes et pour votre folie qui n'a jamais cessé d'alimenter la mienne.

Que ces mots reflètent l'honneur que j'ai d'être votre fils.

(Encore heureux qu'il n'y en ait eu qu'un, n'est-ce pas ?)

À toi Annick, ma Mémé Paris, pour ton rire qui m'accompagne depuis mon plus jeune âge (merci de me rendre la casquette de Nono...). Merci d'avoir toujours su me faire relativiser dans les moments chaotiques de la vie.

À mes grands-parents Normands, Léone et Henry. C'est avec certitude que la vie m'a gâté que d'avoir fait de moi votre petit fils. Vous m'avez appris beaucoup, et pourtant, tout ce que vous m'avez appris n'est écrit dans aucun livre (hormis dans des livres de cuisine et d'histoire). La rédaction de ce petit pavé qu'est ma thèse aurait été bien plus appréciable entrecoupé de vos récits, avec une mention toute particulière pour le « potache » du soir. Votre présence manque à cette journée, et à toutes les autres.

À Inès, ma compagne de tous les moments. Les fous et les plus sérieux. Heureusement que tu m'as connu bien avant le début de la rédaction de ma thèse car sinon tu n'aurais probablement pas accroché avec le personnage stressé et obnubilé que j'ai été ces derniers mois. Merci d'avoir construit avec moi notre chez nous tel qu'il est et d'y maintenir tous les jours une atmosphère amoureuse et dansante, me forçant à redescendre sur terre parfois. La vie avec toi à un goût de Tiramisu, et pour rien au monde je ne changerais de crèmerie. Merci d'être cette revendicatrice passionnée qui sait me tirer vers le haut.

À mes chefs, collègues et amis amiénois :

À ce bon Nicolas, qui, en dehors de ses avis musicaux tranchés, est probablement la définition de l'amour au 21^{ème} siècle. Et à Riyad, dont le charisme et les récits de vie n'ont cessé de faire de mes semestres de réelles telenovela motivant chaque nouvelle journée dans le service. Merci à vous deux d'avoir été, dès mon premier semestre, les icebergs contre lesquels on ne regrettera jamais de s'être heurté. Et merci pour tous les semestres qui ont suivi. Jamais aller travailler n'a été aussi plaisant.

Mon premier semestre, je le dois aussi à Xavier, ou « Quentin » comme beaucoup l'ont longtemps appelé... la ressemblance doit être dans la largeur d'épaule, j'en suis sûre. Merci à toi pour la constante lourdeur de ton humour, qui sans faille, a toujours su mettre de la légèreté dans mon quotidien. Merci pour tous les « hippocampes » glissées dans mes dictées vocales, je les garde tous. Merci mon ami, rendez-vous en bleu.

À Raphaël, auprès de qui je n'ai enfin plus l'angoisse, au bout de 4 ans, d'aller dire bonjour quand je mets ma nouvelle plus belle chemise aux motifs douteux, professionnellement et personnellement tu as toujours su être au rendez-vous. Ne nous Raphquitte pas.

Merci à toi Kévin-Francis, tant pour ta pédagogie hors pair en interventionnelle que pour ton enthousiasme quand « on a tous mis un but au babyfoot, c'est incroyable », travailler avec toi est un réel plaisir.

À ce bon vieux Jérém' d'amour, « la valeur sûre de la défense centrale » ais-je lu quelque part. Les gestes avec toi c'est topissime et sans pression dirons-nous, ça fait du bien.

Aurélien, la force tranquille et l'humour lourd, impossible de ne pas te remercier pour l'ambiance que tu mets dans le service maintenant que tu y es souvent.

À Jean K-RAS nature, sans paupiette ni hounous car, mine de rien, c'est toi qui tiens le service à bout de bras. Grâce à toi, on touche tous la dream team du bout du doigt.

À Amandine, jeune et brillante docteure, future jeune maman, et toujours aussi pète-sec au téléphone avec les urgentistes, chaque bip passé avec toi est un régal.

À tous les autres chefs et internes, à Élodie B. qui m'a mis le pied à l'étrier pour ma thèse, à David M. pour sa pédagogie et ses petits coups de pression en salle, un régal, à Cédric R., moi qui pensais qu'écrire une thèse était un challenge, tu es la preuve qu'il y a pire : trouver la maison parfaite, à Thomas B. qui a brillamment survécu au vaccin, à Manuel F. avec qui je suis fondamentalement pressé de pouvoir travailler tous les jours, à Charlotte D. chez qui Rio se plaît plus que chez nous, à Antoine L. à qui je dois mon premier chirashi coco, à Andy R et à

nos nombreux cafés au relais H de Saint-Q, aux fils spirituels d'Elon Musk, et à tous les autres...

Au grand chef, Thierry Yzet, qui nous montre chaque jour que l'on peut rester humble et bienveillant tout en cheffant. J'attends avec impatience de continuer ma formation en interventionnelle à vos côtés et merci pour la confiance déjà accordée.

À tou(te)s les manips, cadres et secrétaires et autres personnes du service avec qui travailler est un réel plaisir.

Je tiens par ailleurs à remercier le Pr Anne Cotten de m'avoir accueilli au sein de son service courant 2018. Ce stage à mi-temps m'a permis de progresser en imagerie musculo-squelettique et de confirmer mon attrait pour cette belle spécialité

À mon ami de toujours, Nicolas Le Scanff qui depuis tout ce temps n'a jamais cessé de croire en moi et de me remonter le moral dans les moments de doute. Dans une autre vie, on aurait pu ouvrir une société de mise en conserve d'ananas toi et moi, n'est-ce pas ?

Aux amis amiénois : Lulu et Pierre, Gwendoline et Louis, Chloé et Sylvain, Albane et Hugo, Jeanne et Thomas, Hortense et Alexandre, Ambre et Arnaud, et tous les autres... que ce soit un ski, un gros week-end à Mers-les-Bains, ou bien toutes ces bières que l'on a déjà partagées, merci d'être si beaux, et je compte bien continuer à partager tout ça avec vous !

À l'équipe cristolienne : Luca, Louis, Jérôme, les piments des boui-bouis d'Asie du Sud-Est résonnent encore dans mon estomac et l'écarlate brillance des coups de soleil de Louis se reflètent encore dans mes yeux ! Merci pour ces belles années de fac et ce beau voyage les amis.

À Arnaud (Monster), à Adel et ton jogging jaune poussin, à Charles et tes mythos, à Adrien, doubleur voix de JoeyStarr... Merci pour tous les bons moments partagés depuis cette fameuse première année.

Incidence et topographie des épanchements et collections liquidiennes de la hanche prothétique en IRM avec séquence de réduction d'artéfacts métalliques MAVRIC SL

Objectif : Réaliser une cartographie volumique et topographique des lésions liquidiennes de la hanche prothétique à partir d'IRM avec séquence de réduction d'artéfacts métallique. Nos principales hypothèses étaient la prédominance postérieure de ces épanchements et l'important taux de communications entre eux, notamment chez les patients opérés par voie postéro-latérale de Moore.

Matériel et méthodes : Cette étude rétrospective a été approuvée par le comité d'éthique local. L'évaluation de la fréquence, de l'épaisseur, du volume, et de la topographie des lésions liquidiennes selon des territoires prédéfinis a été réalisée sur 103 hanches symptomatiques et 36 hanches asymptomatiques, soit 102 patients au total. Des analyses qualitatives et quantitatives ont permis de déterminer les topographies prédominantes, et leur éventuel rapport avec la voie d'abord utilisée, ainsi que le statut symptomatique ou non. La cartographie réalisée permettait de mettre en évidence des associations d'épanchements et leurs communications entre elles.

Résultats : Les hanches symptomatiques présentaient un taux d'épanchements d'au moins 5 cc de 55,3%, significativement supérieur à celui des hanches asymptomatique ($p < 0,002$). Concernant les hanches opérées par voie postérolatérale, les épanchements intra-articulaires postérieurs non isolés prédominaient avec un taux de 77% des épanchements ($p < 0,0001$). Le groupe des épanchements postérieurs, avec au moins une composante articulaire, était plus fréquents qu'en antérieur ($p < 0,0001$). Une communication avec la bourse péri-trochantérienne était significativement plus fréquente en postérieur ($p < 0,001$) avec 40% des épanchements de cette bourse qui communiquaient à l'articulation en postérieur.

Conclusion : Les épanchements prédominaient en postérieurs chez les patients opérés par voie postéro-latérale, avec souvent une composante articulaire et une communication avec la bourse péri-trochantérienne fréquente.

Mots-clés : IRM, MAVRIC SL, épanchement, prothèse totale de hanche, bourse.

Sigles

ALTR	<i>Adverse local tissue reaction</i> pour réactions indésirables locales
ALVAL	<i>Aseptic lymphocyte-dominated vasculitis associated lesion</i> pour vasculite lymphocytaire aseptique réactionnelle
ARS	Agence Régionale de Santé
Art. ant	Épanchement articulaire antérieur
Art. post	Épanchement articulaire postérieur
ATH	Arthroplastie Totale de Hanche
AUC	<i>Area Under the Curve</i> pour aire sous la courbe
B.IP	Épanchement bursal iliopectiné
B.PT	Épanchement bursal péri-trochantérien
BSAD	Bourse sous acromio-deltoïdienne
CHU	Centre Hospitalier Universitaire
CPAM	Caisse Primaire d'Assurance Maladie
DRCI	Direction de la Recherche Clinique et de l'Innovation
ESSR	<i>European Society of Musculoskeletal Radiology</i> pour société européenne d'imagerie musculo-squelettique
FDA	<i>Food and Drug Administration</i> pour agence américaine des produits alimentaires et médicamenteux
HAP	Hydroxyapatite
HAS	Haute autorité de Santé
HXLPE	Polyéthylène hautement réticulé

IMC	Indice de masse corporelle
IRM	Imagerie par Résonance Magnétique
MIP	<i>Maximum Intensity Projection</i> pour projection d'intensité maximale
OMS	Organisation Mondiale de la Santé
P.M.ant	Épanchement des parties molles antérieures
P.M.post	Épanchement des parties molles postérieures
PACS	<i>Picture Archiving and Communication System</i> pour système de communication et de stockage d'images
PT. ant	Épanchement péri-trochantérien antérieur
PT. post	Épanchement péri-trochantérien postérieur
PTH	Prothèse Totale de Hanche
ROC	<i>Receiver Operating Characteristic</i> pour courbe d'efficacité du récepteur
SD	<i>Standard deviation</i> pour Écart type
VR	<i>Virtual Reality</i> pour réalité virtuelle

Table des matières

REMERCIEMENTS.....	8
SIGLES	12
TABLE DES MATIERES	14
I. INTRODUCTION.....	16
II. GENERALITES.....	17
1.1 ANATOMIE DE LA HANCHE.....	17
1.1.1 <i>Articulation coxo-fémorale.....</i>	17
1.1.2 <i>Structures musculaires et vasculo-nerveuses.....</i>	19
1.1.3 <i>Bourses</i>	20
1.2 ARTHROPLASTIE TOTALE DE HANCHE	23
1.2.1 <i>Historique et grands principes.....</i>	23
1.2.2 <i>État de l'art.....</i>	27
1.2.3 <i>Voies d'abords.....</i>	28
1.3 EXPLORATION DE LA HANCHE PROTHETIQUE.....	32
1.3.1 <i>Radiographie standard</i>	32
1.3.2 <i>Scanner.....</i>	33
1.3.3 <i>Échographie</i>	34
1.3.4 <i>IRM.....</i>	35
III. INCIDENCE ET TOPOGRAPHIE DES EPANCHEMENTS ET COLLECTIONS LIQUIDIENNES DE LA HANCHE PROTHETIQUE EN IRM AVEC SEQUENCE DE REDUCTION D'ARTEFACTS METALLIQUES MAVRIC SL	37
1.4 OBJECTIFS.....	37
1.5 MATERIEL ET METHODES	38
1.5.1 <i>Design de l'étude.....</i>	38
1.5.2 <i>Patients et données</i>	38
1.6 ANALYSE DES DONNEES	39
1.6.1 <i>Mesures bi-planaires.....</i>	39
1.6.2 <i>Mesures tri-planaires</i>	40
1.6.3 <i>Topographie.....</i>	41
1.7 ANALYSE STATISTIQUE.....	44
1.7.1 <i>Analyses univariées.....</i>	44
1.7.2 <i>Analyses bivariées.....</i>	45
1.7.3 <i>Significativité.....</i>	45
1.7.4 <i>Cadre réglementaire.....</i>	45
1.8 RESULTATS.....	45

1.8.1	<i>Description de la population.....</i>	45
1.8.2	<i>Analyse des taux et volumes.....</i>	47
1.8.3	<i>Analyse topographique.....</i>	49
1.8.4	<i>Épanchements de moins de 5 cc.....</i>	51
1.8.5	<i>Hanches opérées par voie antérieure.....</i>	52
1.9	DISCUSSION.....	52
1.9.1	<i>Principaux résultats.....</i>	52
1.9.2	<i>Discussion des résultats.....</i>	53
1.9.3	<i>Discussion de la méthode.....</i>	54
1.9.4	<i>Perspectives / significativité clinique.....</i>	55
1.10	CONCLUSION.....	56
ANNEXES		57
REFERENCES		60

I. Introduction

L'arthroplastie totale de hanche (ATH) est une opération rentable dans la prise en charge de la pathologie articulaire coxo-fémorale d'un point de vue algique et fonctionnel [1]. Depuis 1938, date de la première prothèse totale de hanche (PTH) par Sir Philip Wiles [2], de nombreux acteurs ont permis une nette amélioration de la technique et sa diffusion. L'ATH représentait ainsi en 2012, plus d'un million d'actes à travers le monde [1,3] et la caisse primaire d'assurance maladie (CPAM) recensait en France autour de 150 000 poses de PTH en 2019 [4]. Malgré un taux relativement faible de complications [5–7], son impact sur la santé publique justifie le travail de nombreuses équipes pour l'amélioration de la prise en charge de ces patients.

Les examens d'imagerie font partie intégrante de cette prise en charge. Annuellement, par la réalisation d'une radiographie standard, et de manière plus orientée, par le scanner, l'échographie, l'imagerie par résonance magnétique (IRM) et la scintigraphie aux leucocytes marqués [8,9], l'étude de la hanche prothétique ne se limite plus au positionnement du matériel et l'usure des composants est un sujet maintenant bien connu [10]. L'exploration des parties molles est, elle, au centre des recherches actuelles avec notamment le développement sur ces quinze dernières années de techniques d'acquisition IRM permettant de réduire au maximum les artéfacts métalliques causés par le matériel prothétique [11]. On observe ainsi, après 2010, une démocratisation de séquences abouties telle que le MAVRIC SL [12,13]. Avec un contraste spontané des tissus mous et une résolution spatiale satisfaisante, l'IRM de prothèse est dorénavant un outil diagnostique efficient, notamment pour les lésions liquidiennes [14], et entre donc en compétition avec l'échographie, jusqu'alors systématiquement retenue dans cette indication [15]. C'est dans cette lignée que s'inscrit ce travail. En effet, le large champ d'exploration de l'IRM nous a permis de remarquer l'importante incidence des épanchements intra- et péri-articulaires postérieurs de la hanche prothétique dans le cadre de bilans de douleurs. Cependant, la société européenne d'imagerie musculo-squelettique (ESSR) ne mentionne pas de coupe articulaire postérieure dans ses recommandations de bonnes pratiques en échographie musculo-squelettique [16].

Ainsi, nous avons étudié, à l'aide de coupes IRM en séquence MAVRIC SL, la fréquence, le volume, la topographie et les taux de communications des épanchements intra- et péri-articulaires de la hanche prothétique en émettant l'hypothèse d'une prédominance des lésions postérieures avec une communication non rare entre la bourse et l'articulation, notamment chez les patients opérés par voie postéro-latérale de Moore.

II. Généralités

1.1 Anatomie de la hanche

1.1.1 Articulation coxo-fémorale

L'articulation coxofémorale est une diarthrose congruente dont la surface articulaire sphérique en fait une énarthrose, très mobile [17]. Contrairement à l'articulation gléno-humérale de structure semblable, l'articulation coxo-fémorale est très stable [18].

Elle se compose d'une surface articulaire fémorale constituée des deux tiers de la tête fémorale à l'extrémité proximale du fémur (os long) et s'articule avec l'acétabulum (anciennement cotyle), constitué de la fusion des trois noyaux qui composent l'os coxal (os plat) : l'ilion, l'ischion, et le pubis.

La surface articulaire acétabulaire présente une forme de croissant avec une corne antérieure fine et une corne postérieure épaisse et profonde, à laquelle s'associe un « sourcil acétabulaire » permettant une augmentation de la profondeur articulaire. Par ailleurs le bourrelet acétabulaire, structure fibro-cartilagineuse, vient étendre la surface articulaire, en partie responsable de la grande stabilité de cette articulation [19].

Parmi les multiples paramètres biomécaniques existants, on peut retenir que l'obliquité du toit acétabulaire doit être inférieure à 10° et que l'antéversion acétabulaire normale se situe entre 20 et 25° [20].

Le croissant cartilagineux acétabulaire est complété dans sa partie inférieure par le ligament transverse sur lequel vient s'attacher la partie non osseuse du bourrelet acétabulaire.

Une zone non articulaire centrale nommée la fosse acétabulaire, ou encore l'arrière-fond du cotyle, est délimitée par le croissant cartilagineux acétabulaire.

Le ligament rond, entre la tête fémorale et sa fossette dans l'acétabulum non articulaire, est un ligament nourricier (artère du ligament rond) à trois racines justifiant ses deux rôles : mécanique et vasculaire. Son trajet extra-synovial intra-capsulaire réalise une zone de faiblesse capsulaire en postéro-inférieur (Figure 1) [21].

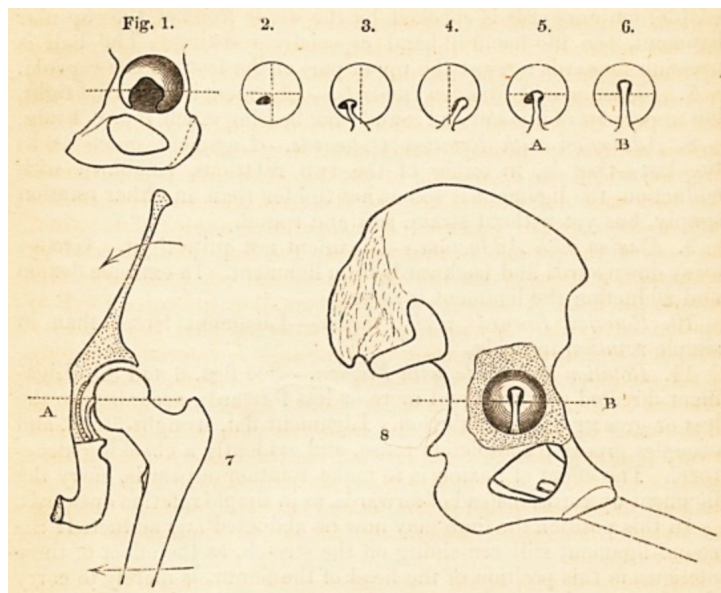


Figure 1 - Représentation du ligament rond par John Struthers en 1858 [21]

La tête fémorale est rattachée à la diaphyse par le col fémoral avec un angle autour de 130° et cette jonction cervico-diaphysaire est marquée par deux reliefs :

- Le grand trochanter : tubérosité externe
- Le petit trochanter : tubérosité interne

Ces deux tubérosités sont reliées, en antérieur, par une ligne virtuelle dite intertrochantérique, où s'insère la capsule articulaire. En postérieur, la crête intertrochantérique est le lieu d'insertion distale du muscle carré fémoral et est éloignée de l'insertion capsulaire, plus proximale, à mi-hauteur du col fémoral.

La capsule articulaire coxo-fémorale est large et solide dans sa partie antérieure et plus lâche dans sa portion postérieure. Celle-ci est renforcée par trois ligaments qui présentent un trajet oblique, insérés de part et d'autre de la capsule, et venant s'enrouler autour du col en position verticale :

- Les ligaments ilio-fémoral et pubo-fémoral en antérieur
- Le ligament ischio fémoral en postérieur

Cet ensemble capsulo-ligamentaire est extrêmement compétent en position verticale mais se voit affaibli en position semi-fléchie expliquant les luxations postérieures en position assise.

1.1.2 Structures musculaires et vasculo-nerveuses

1.1.2.1 Compartiment postérieur

Le compartiment postérieur assimilé à la région glutéale, se divise en trois plans composés des muscles suivants [19] :

- Plan superficiel : grand glutéal
- Plan moyen : moyen glutéal
- Plan profond : petit glutéal, piriforme, obturateur interne, jumeau supérieur, jumeau inférieur, obturateur externe, et carré fémoral.

Les muscles piriforme, obturateurs, jumeaux et carré fémoral constituent les muscles dit pelvi-trochantériens dont les insertions distales se concentrent autour du grand trochanter et dont la fonction principale est la rotation externe.

Le muscle grand glutéal a pour rôle l'extension et la rotation externe de cuisse.

Le muscle moyen glutéal a lui pour rôle l'abduction de cuisse ainsi qu'un double rôle rotatoire :

- Fibres antérieures : rotation interne
- Fibres postérieures : rotation externe

Le muscle petit glutéal a pour fonction principale l'abduction de cuisse et la rotation interne.

Plus à distance, les muscles ischio-jambiers prennent leur origine sur la tubérosité ischiatique et interviennent à cet étage dans l'extension de cuisse.

Enfin, le compartiment postérieur se voit traversé par le nerf sciatique, le nerf cutané postérieur de la cuisse, l'artère et la veine glutéale inférieure dans le plan profond à l'interface du muscle grand glutéal et des muscles pelvi-trochantériens.

1.1.2.2 Compartiment antérieur

Le plan profond de la région antérieure de hanche est marqué par le passage des muscles iliopsoas venant au contact du bourrelet acétabulaire antérieur pour se terminer en un tendon commun sur le petit trochanter. Leur rôle est la flexion et la rotation externe de cuisse.

Ce même plan est le lieu d'insertion des muscles vastes intermédiaire, médial et latéral, qui, associés au muscle droit fémoral plus superficiel, constituent le quadriceps fémoral dont le rôle à cet étage est la flexion de cuisse.

Le tendon proximal du droit fémoral est composé de deux chefs :

- Un tendon direct qui s'insère sur l'épine iliaque antéro-inférieure

- Un tendon réfléchi qui s'insère sur la face latérale du toit acétabulaire.

Le plan superficiel est composé des muscles sartorius et tenseur du fascia lata. Le muscle sartorius participe à la flexion, rotation externe, et l'abduction de la cuisse tandis que le muscle tenseur du fascia lata entre en jeu dans la flexion et la rotation interne de la cuisse.

Plus à distance, en médial, les adducteurs se répartissent en trois plans et ont pour principaux rôles l'adduction, la flexion et la rotation interne de cuisse.

Enfin, le compartiment antérieur se voit traversé par le nerf fémoral, le nerf cutané fémoral latéral, l'artère et la veine fémorale, entre la loge des adducteurs et celle du quadriceps fémoral coiffée du muscle sartorius.

1.1.3 Bourses

1.1.3.1 Généralités

Les bourses sont des cavités séreuses avec un revêtement interne de type synovial [22]. Fréquemment péri-articulaires et situées entre des plans de frottements, leur rôle est de faciliter le glissement des structures environnantes en réduisant les frictions. Dites closes, elles sont majoritairement non communicantes entre elles ou avec les articulations adjacentes [19,23].

On peut colliger les bourses en deux groupes : les bourses profondes et les bourses superficielles. Les premières réalisent des plans de glissement musculotendineux et musculotendino-osseux alors que les secondes concernent plutôt des plans de frottement entre des parties molles superficielles (graisse, fascia) et des reliefs proéminents tels que des apophyses ou os sésamoïdes. En dehors d'un processus pathologique qui pourrait causer leur distension, les bourses sont majoritairement vides, ou comblées d'un fin film liquidien, et donc non visibles en imagerie, justifiant le terme de structure « virtuelle ». Dans les cas où elles ne sont pas vides, qu'elles communiquent ou non avec l'articulation, le contenu des bourses profondes s'apparente à du liquide articulaire [24]. Par ailleurs, la communication entre une bourse et l'articulation l'avoisinant, peut être la traduction d'un processus pathologique.

Un exemple prévalant qui permet d'explicitier ce mécanisme est celui de la bourse sous-acromio-deltoïdienne (BSAD) avec l'articulation gléno-humérale. À l'état physiologique, cette bourse congénitale ne communique pas avec l'articulation. Pourtant, devant des lésions de la coiffe des rotateurs telle qu'une rupture transfixiante, celle-ci présente alors une communication avec l'articulation que l'on peut objectiver dès l'arthrographie.

Bon nombre de bourses sont décrites dans la région de la hanche mais nous nous limiterons à la description des bourses iliopectinée et péri-trochantérienne, toutes deux responsables de la majeure partie de la pathologie bursale de cette région.

1.1.3.2 Bourse iliopectinée

Bourse la plus volumineuse de la région de la hanche, la bourse iliopectinée est une structure présente chez plus de 98% des adultes et a été objectivée chez le fœtus dès 5 mois de développement [25]. Elle se situe entre le muscle iliopsoas en avant et la capsule articulaire de la hanche en arrière, et est étendue, en proximal, de l'éminence iliopectinée jusqu'au petit trochanter en distal sur plus de 6 cm [26]. Cette bourse présente des rapports étroits avec le paquet vasculo-nerveux de la région antérieure de la hanche que constituent l'artère, la veine, et le nerf fémoral.

Pourtant décrite dès 1555 par André Vésale dans « De humani corporis fabrica », la première description d'une communication avec l'articulation est faite par Kummer E. en 1917 [27]. C'est en 1934, que Chandler et al. recensent une communication de cette bourse avec l'articulation dans 14% des cas au cours de son étude anatomique sur dissection cadavérique dans la population générale [25]. Cette fréquence est nettement augmentée dans le contexte pathologique [28], et Wunderbaldinger et al. retrouvent jusqu'à 100% de communications en cas de bursite dans son étude où l'IRM présentait une sensibilité de 100% dans la détection des communications avec pour gold standard l'exploration chirurgicale [29].

1.1.3.3 Bourse péri-trochantérienne

L'entité que représente la bourse péri-trochantérienne est en réalité une association inconstante de plusieurs structures bursales réparties autour du grand trochanter et réalisant chacune une interface entre différents plans musculotendineux ou osseux.

Ainsi, le terme de bourse péri-trochantérienne, historiquement utilisé pour désigner la bourse profonde du muscle grand glutéal, représente actuellement un ensemble de bourses dont les plus fréquentes sont représentées par la bourse profonde du grand glutéal, la bourse du moyen glutéal, la bourse du petit glutéal et la bourse glutéofémorale [23,30,31].

L'ensemble des bourses péri-trochantériennes sont résumées dans le Tableau 1 et représentées sur la Figure 2.

Bourses péri-trochantériennes
Bourses du grand glutéal : - Bourse profonde du grand glutéal - Bourse superficielle du grand glutéal - Bourse profonde secondaire du grand glutéal
Bourse glutéofémorale
Bourse du moyen glutéal
Bourses du pyriforme : - Bourse du piriforme - Bourse secondaire du piriforme
Bourses du petit glutéal : - Bourse du petit glutéal - Bourse secondaire du petit glutéal

Tableau 1- Bourses péri-trochantériennes (liste non exhaustive)

La plus volumineuse et la plus fréquente est la bourse profonde du muscle grand glutéal. Elle recouvre la facette postérieure du grand trochanter, la lame tendineuse latérale du tendon du muscle moyen glutéal et l'insertion fémorale proximale du muscle vaste latéral et est recouverte par le muscle grand glutéal s'insérant en partie sur le tractus iliotibial.

La bourse du muscle moyen glutéal est située entre le grand trochanter et la lame tendineuse du muscle moyen glutéal. La bourse du muscle petit glutéal est située entre la face antérieure du grand trochanter et le tendon du muscle petit glutéal. Enfin, la bourse glutéofémorale se situe entre les insertions osseuses du grand glutéal et du vaste latéral.

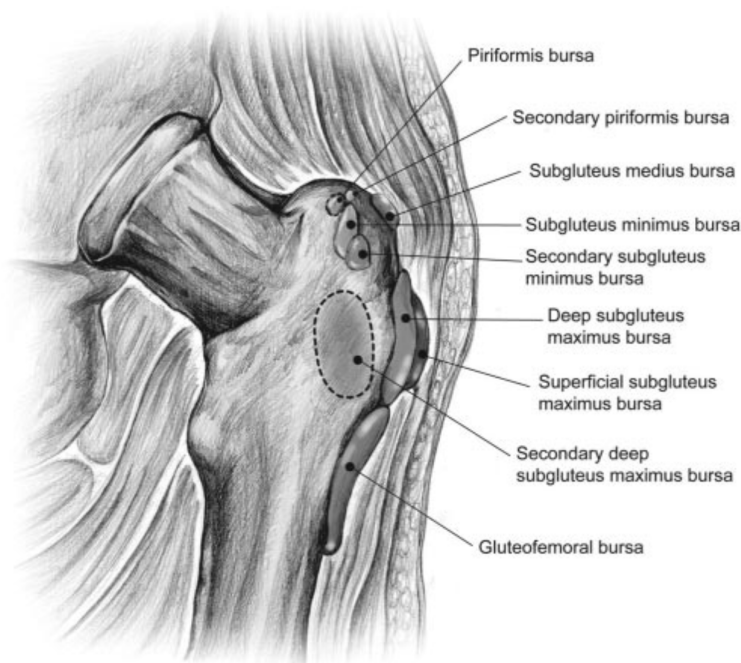


Figure 2 - Représentation des bourses péri-trochantériennes par Olive Chung [31]

Physiologiquement non communicantes [31], Steinbach et al. objectivent en 1995 des communications entre la bourse péri-trochantérienne et la cavité articulaire dans leur série de cas d'arthrographie ; toutes sur hanches opérées d'arthroplasties totales.

1.2 Arthroplastie totale de hanche

1.2.1 Historique et grands principes

Les premières prothèses articulaires, initialement en ivoire ou en platine irradiée, sont apparues en 1888 à Berlin avec Gluck puis en 1894 à Paris avec Péan, sans grand succès.

En 1923, Smith-Petersen à Boston développe une cupule fémorale, initialement en verre puis en bakélite et enfin en vitallium, dans l'objectif de reformer les surfaces articulaires. Les résultats ne sont pas concluants mais deux éléments ressortent de ses travaux :

- Son abord antérieur, qu'il développa pendant son internat
- Sa prothèse fémorale, achevée en 1938 venant remplacer la surface articulaire de la tête fémorale par un alliage de chrome, cobalt et molybdène qu'est le vitallium.

Dès 1938, avec Hey et Groves, puis surtout en 1940 avec Bolhman et Moore, sont développées les prothèses fémorales remplaçant l'ensemble de la tête par cet alliage de vitallium.

Parallèlement, Sir Philip Wiles pose la première prothèse totale de hanche en acier composée d'une cupule acétabulaire vissée et d'une tête fémorale maintenue en place par un axe vissé transtrochantérien (Figure 3).

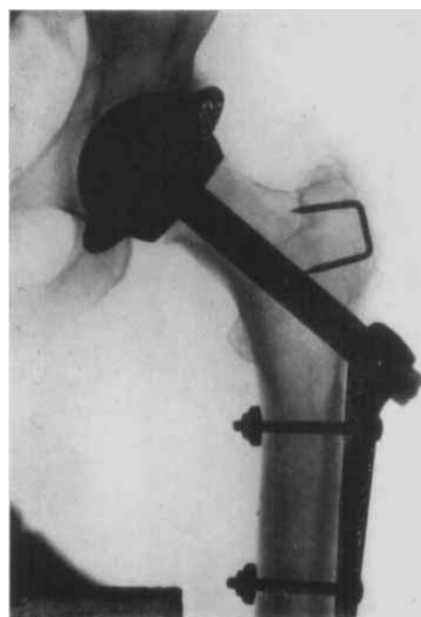


Figure 3 - Première prothèse totale de hanche en acier par Sir Philip Wiles en 1938 [2]

Peu de données permettent ce jour de juger ses résultats, les clichés de contrôle ayant été détruits pendant la guerre, mais une patiente du Dr Wiles retrouvée 13 ans après la pose de sa PTH aurait été en état de marcher.

En 1946, les frères Judet remplacent la large tête métallique par une tête en méthacrylate de méthyle, plus connu sous le nom de plexiglas. Les résultats immédiats sont bons mais l'usure de la tête prothétique est rapide.

Sir Moore introduit en 1950 sa prothèse fémorale en vitallium dont la forme, regroupant une tête grand diamètre et une tige, en fait une étape clé dans l'élaboration des PTH (Figure 4).



Figure 4 – Prothèse fémorale de Austin T. Moore (USA) de 1952 [32]

Les années 1950 ont été marquées par l'idée de réunir une cupule métallique placée dans l'acétabulum à une prothèse fémorale, tel que l'avait décrit Sir Wiles en 1938. On doit le procédé abouti à McKee et Farrar qui réalisent en 1951 les premières PTH de couple métal-métal avec de bons résultats (Figure 5).

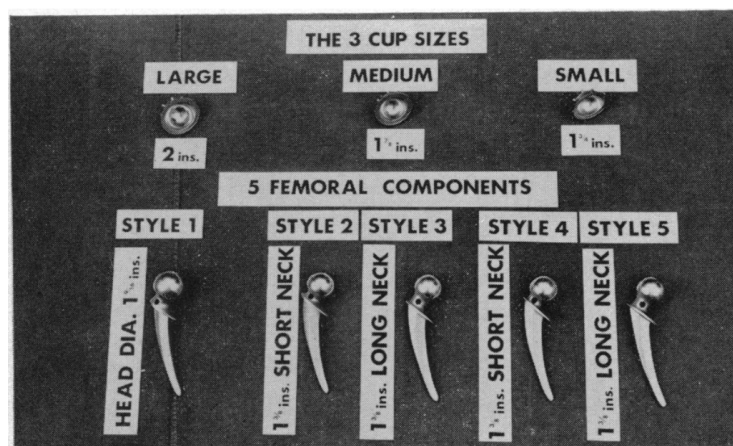


Figure 5 - Gamme de prothèses totales de hanche disponibles à l'Hôpital de Norwich (UK) en 1966 où G.K. McKee y développe ses PTH depuis 1941 [33]

C'est le Professeur Sir John Charnley qui permettra d'obtenir des PTH avec plus de 90% de bons résultats au début des années 60 en introduisant la notion de prothèse à « basse friction » dont le principe est l'utilisation d'une tête de petit diamètre en métal (22mm) dans un insert cotyloïdien épais en polyéthylène (Figure 6). Il insiste sur l'utilisation d'un ciment, le polyméthacrylate de méthyle pour fixer le matériel à l'os, et pratiquera par la suite un abord latéral avec trochanterotomie lui permettant d'obtenir une bonne exposition elle-même vectrice d'un positionnement optimal avec un moindre risque de luxation.

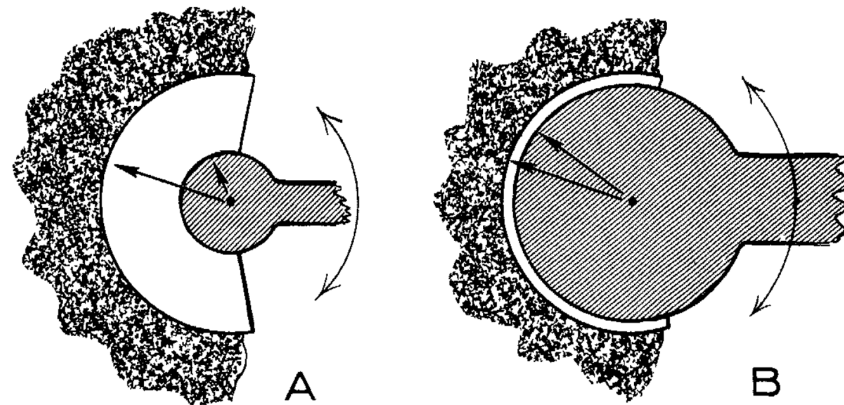


Figure 6 – Illustration du principe de couple à basse friction telle que présentée dans l'article originale de Sir John Charnley paru en 1961 dans The Lancet, A : tête petit diamètre basse friction, B : tête grand diamètre classique [34]

Les prothèses à couple de frottement composées de céramique sont introduites par le Dr Boutin (France) dans les années 70 (Figure 7), et sont initialement caractérisées par une absence de dépôt intra-articulaire au prix d'un risque de fracture de matériel. Par la suite seront introduits les couples de frottement en alliage céramique composé d'une trame en alumine associée au zirconium réduisant significativement le risque de fracture de matériel.

De plus, la tête fémorale prothétique étant d'un matériau différent de la tige fémorale prothétique, il est introduit dans le même temps le principe de col modulaire offrant une flexibilité pré- et peropératoire pour le choix de « l'offset » fémoral qui correspond à la latéralisation de la diaphyse fémorale par rapport à la tête fémorale.

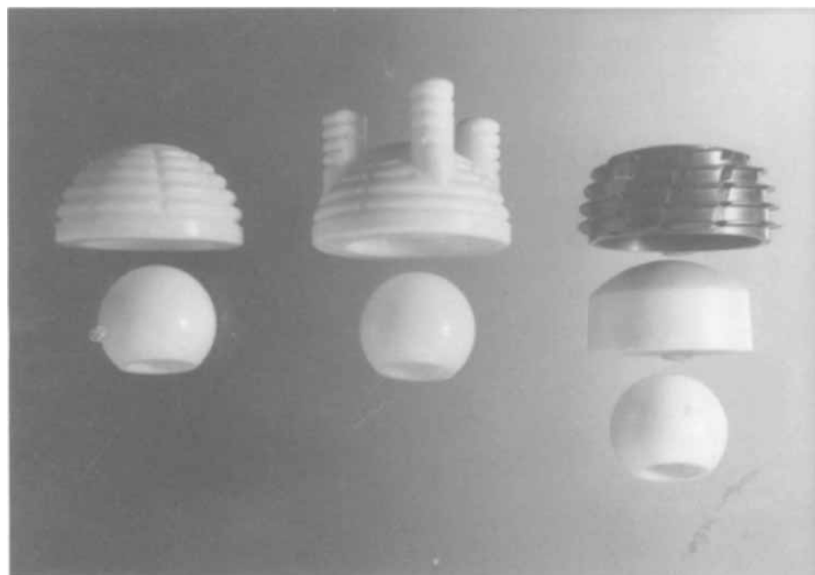


Figure 7 - Inserts céramiques en alumine développés par le Dr Boutin (Pau) dès 1961. Extrait d'un article publié en 1988 par Boutin et son équipe [35]

La période des années 70 à nos jours a été marquée par le développement de multiples améliorations :

- Apparition des prothèses sans ciment avec une surface microporeuse inspirée du corail poreux. Ce sont les frères Judet (France) dès 1971 puis Zweymüller (Autriche) vers 1979 qui développeront ces implants.
- Développement des PTH double mobilité dès 1976 par le Pr Gilles Bousquet à Saint-Étienne, permettant une réduction des luxations (Figure 8).
- Développement d'un polyéthylène hautement réticulé (HXLPE) par W. H. Harris (USA) dans les années 90.
- Développement d'un revêtement prothétique céramique bioactif en hydroxyapatite (HAP) afin de faciliter la bio-intégration des implants, notamment par R.G.T. Geesink.
- Les années 2000 correspondent à l'essor des voies mini-invasives dont l'objectif est de réduire au maximum les lésions de l'ensemble des parties molles péri-articulaires, notamment musculo-tendineuses. Dépendante de l'expérience du chirurgien, ces techniques impliquent souvent la réduction de l'incision cutanée à moins de 15 cm. Le but est de réduire la durée d'hospitalisation et de faciliter la reprise précoce des activités.

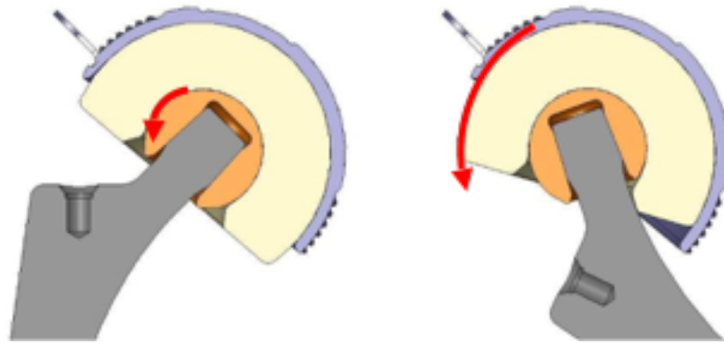


Figure 8 - Principe du cotyle à double mobilité selon le Pr Gilles et son équipe (d'après <https://groupegilles.org>)

1.2.2 État de l'art

Les différentes stratégies et matériaux suivants résument les prothèses actuellement disponibles :

- Le couple de frottement :
 - « Dur-Dur » : impliquant une tête grand diamètre et un insert acétabulaire simple mobilité, tous deux en alliage de chrome-cobalt, de céramique, ou plus rarement, en inox. L'implantation de couple métal-métal grand diamètre a nettement diminué devant les communications des instances de sécurité telles que la *Food and Drug Administration* (FDA) aux États-Unis et la Haute Autorité de Santé (HAS) en France, qui ont fait l'état des lieux des forts taux de complications de type vasculite lymphocytaire aseptique réactionnelle (ALVAL) concernant ce type de prothèse. Ainsi, ce couple de frottement est maintenant d'indication très restreinte.
 - « Dur-mou » : impliquant une tête petit diamètre en inox, alliage chrome-cobalt ou céramique couplée à un insert en polyéthylène hautement réticulé.
- La taille de la tête prothétique : de petit diamètre, pour diminuer l'usure de l'insert acétabulaire au détriment d'un risque de luxation. Chez les patients très actifs on favorisera alors les têtes grand diamètre. Une solution intermédiaire est la cupule double mobilité associant une tête de petit diamètre et un insert acétabulaire mobile dans sa cupule diminuant le risque de luxation.
- La fixation des implants : tendance actuelle aux implants non cimentés chez les patients au capital osseux de bonne qualité avec pour standard les revêtements HAP ; sinon, un ciment vient combler les espaces entre le matériel et l'os. Les cupules acétabulaires non cimentées sont soit vissées, soit impactées (cupules dites « press-fit »). De nombreuses stratégies sont développées et Pivec et al. les résument dans le Lancet (Figure 9).

- La cupule : fréquemment composée d'un fond en métal dit « metal-back » directement en couple avec la tête fémorale dans le cas des couples métal-métal, ou bien associée à un insert en polyéthylène ou céramique. Une seconde option est une cupule cimentée en polyéthylène sans metal-back.
- Le col prothétique : modulaire ou non, cet implant, situé entre la tête et la tige fémorale, est du même matériau que la tige, soit quasiment exclusivement en alliage titane.
- La tige : en alliage titane dans la grande majorité des cas, revêtue d'une couche d'HAP si non cimentée.

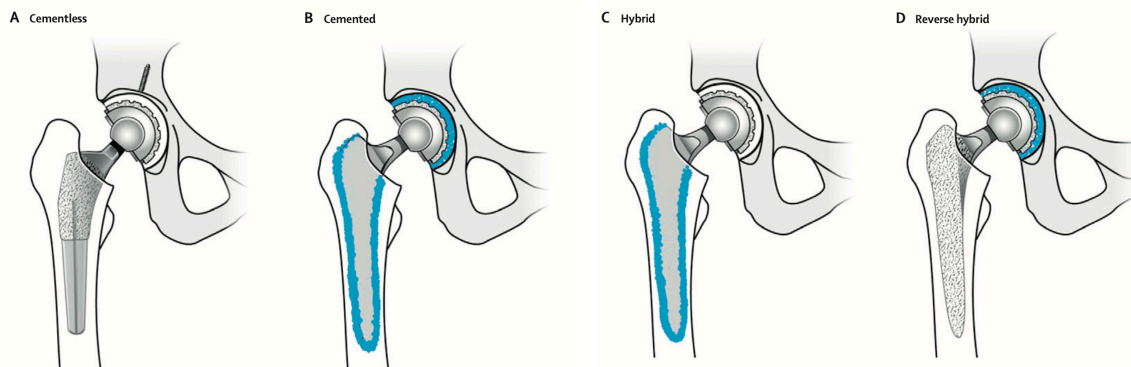


Figure 9 - Schéma représentant les différentes stratégies de fixation des implants, avec ou sans ciment. A : non cimentée. B : cimentée. C : hybride. D : hybride inversée [1]

1.2.3 Voies d'abords

1.2.3.1 Généralités

Afin de résumer au mieux les voies d'abords d'arthroplastie totale de hanche, on peut décomposer les techniques selon leur approche du grand trochanter. Il en convient également d'étudier le trajet trans- ou inter-musculotendineux utilisé.

Quatre grands abords cutanés permettent donc d'entamer l'arthroplastie coxo-fémorale, et ils se déclinent en une multitude de variantes (Tableau 2 et Figure 10), notamment avec le développement récent des voies d'abord mini-invasives dont l'objectif est de réduire les lésions de passage.

Abord à la peau	Voie classique	Mini-invasif
Antérieur	Hueter	ASII (anterior supine intermuscular and internervous)
	Smith-Petersen	
Antéro-latéral	Watson-Jones	Röttinger
Latéral	Hardinge	Thomine
Postéro-latéral	Moore	PATH, SuperPATH
	Trochantérotomie	

Tableau 2 - Voies d'abord de PTH (non exhaustif)

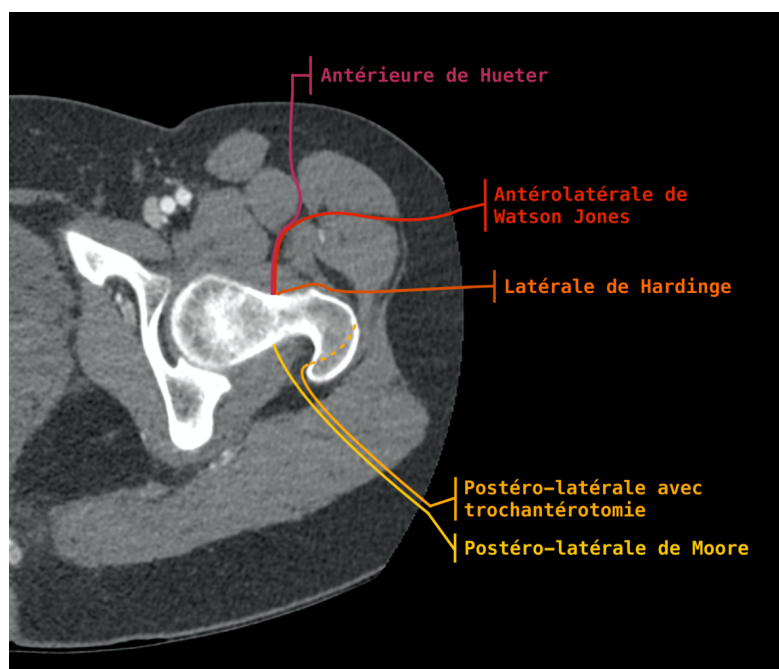


Figure 10 - Coupe tomodensitométrique injectée au temps artériel avec représentation des principales voies d'abord d'arthroplastie totale de hanche

On retient donc, parmi les plus utilisées [36], les voies d'abord classiques suivantes :

- La voie postéro-latérale de Moore
- La voie latérale de Hardinge
- La voie antérieure de Hueter

Respectivement, ces voies d'abord représentaient 60%, 35% et moins de 5% des arthroplasties totales de hanche en Angleterre en 2012 [37].

Il n'y a actuellement pas de consensus concernant le choix de la technique opératoire étant donné leur équivalence en terme de résultats fonctionnels au long cours [38,39]. Récemment, quelques études ont montré une meilleure récupération précoce par voie antérieure [40,41]

tandis que plusieurs revues de la littérature ont montré une non supériorité des voies mini-invasives en terme de douleur et de récupération fonctionnelle [42–44].

1.2.3.2 Voie postéro-latérale de Moore

Décrite par Austin T. Moore en 1952 [32], cette voie d'abord est aujourd'hui la plus fréquemment utilisée [37]. Elle consiste en un abord vertical linéaire ou arciforme avec pour point de départ proximal le relief du bord postéro-latéral du grand trochanter (Figure 11). Le plan musculotendineux est franchi par dissection du grand glutéal dans le sens de ses fibres puis en profondeur par section des muscles pelvi-trochantériens avec capsulotomie postérieure dans le même temps. Le muscle piriforme peut être épargné selon les opérateurs. Une table opératoire standard est suffisante pour cette procédure avec un excellent abord du cotyle et du fémur ainsi qu'une grande liberté de mouvement du membre.

Les avantages de cette voie d'abord sont une exposition optimale tant cotyloïdienne que fémorale avec par conséquent un positionnement idéal du matériel prothétique. Cependant, elle fragilise la portion postérieure de l'articulation, notamment à cause de la désinsertion des muscles pelvi-trochantériens, résultant en un taux de luxation sensiblement supérieur aux autres techniques chirurgicales [45]. Rarement, le nerf sciatique peut être étiré, résultant en une paralysie des releveurs du pied.

Enfin, afin d'éviter le lâchage de la réinsertion des muscles pelvi-trochantériens, les patients doivent éviter de croiser les jambes pendant 6 à 8 semaines.

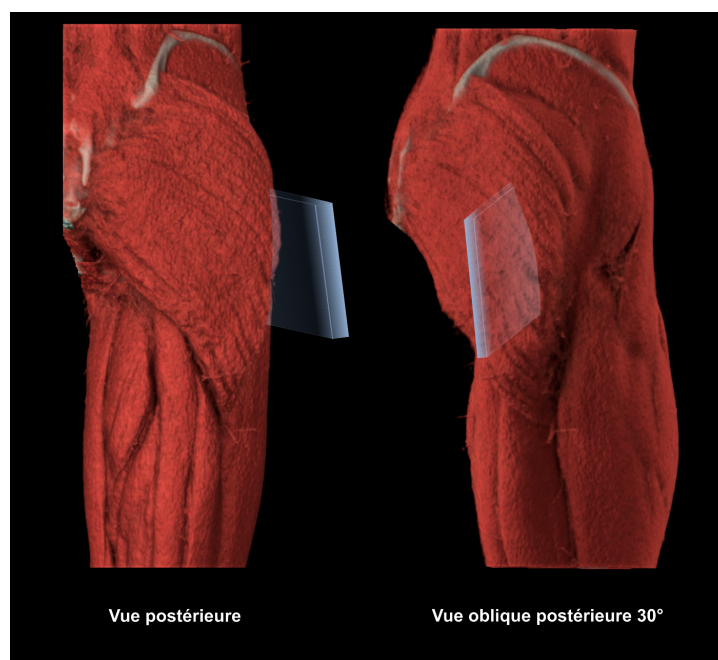


Figure 11 - Reconstitutions en réalité virtuelle (VR) d'acquisitions tomographiques avec représentation de la voie d'abord postéro-latérale de Moore

1.2.3.3 Voie latérale « directe » de Hardinge

Voie d'abord décrite en 1982 par Kevin Hardinge [46]. Son incision est verticale et droite, sur 15 cm en moyenne, à travers le fascia lata puis à travers le tendon du moyen glutéal (Figure 12). On vient longer la face antérieure du grand trochanter afin d'aborder la capsule articulaire. Le fémur est tourné vers l'avant par des manœuvres de rotation externe-adduction-flexion de hanche permettant la préparation de celui-ci.

Les avantages de cet abord sont une exposition satisfaisante du cotyle et un risque nul de lésion du nerf sciatique. Cependant, il est à risque de lésion du nerf glutéal supérieur, d'ossifications hétérotopiques et de boiterie séquellaire.

Une variante, dite de Thomine, consiste en une héli-myotomie du moyen glutéal [47].

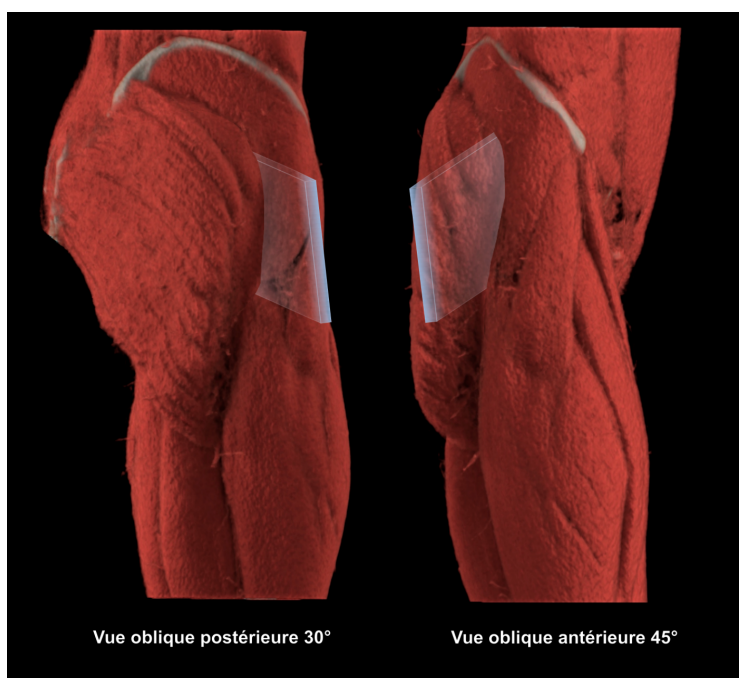


Figure 12 - Reconstitutions VR d'acquisitions tomographiques avec représentation de la voie latérale de Hardinge

1.2.3.4 Voie antérieure de Hueter

Voie d'abord la plus antérieure, elle fut décrite par Carl Hueter en 1883 [48].

Elle consiste en un abord vertical sensiblement oblique en latéral de 10-15 cm, situé vers le pli de l'aîne (Figure 13). Cet abord permet de franchir les plans musculaires en passant entre les muscles sartorius et tenseur du fascia lata, puis entre le droit antérieur et le vaste externe, et enfin entre le psoas et le petit glutéal. La capsule articulaire est ensuite abordée et réséquée en antérieure.

Les avantages de cet abord sont un respect des muscles glutéaux et pelvi-trochantériens ainsi qu'un risque nul de lésion du nerf sciatique. Il permet un bon ajustement de la longueur des membres. À l'inverse, on constate un risque de lésion du nerf sensitif fémoro-cutané, notamment lors de l'utilisation des écarteurs. Une table orthopédique peut donc être utilisée et limiter ce risque tout en permettant une bonne exposition du fémur pour sa préparation. Cette étape délicate, qui nécessite des torsions importantes, expose par ailleurs au risque de fractures peropératoires.

Cette voie d'abord sera reprise par Smith-Petersen pour la chirurgie post-traumatique avec un élargissement proximal sur la crête iliaque [49].

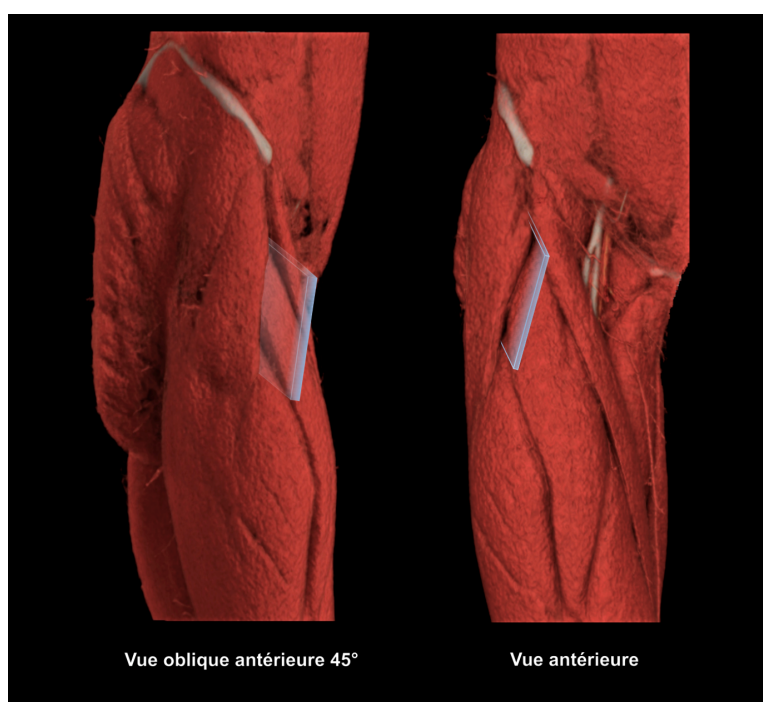


Figure 13 - Reconstitutions VR d'acquisitions tomодensitométriques avec représentation de la voie d'abord antérieure de Hueter

1.3 Exploration de la hanche prothétique

1.3.1 Radiographie standard

L'examen de routine pour le suivi des PTH est la radiographie standard. Classiquement constitué d'un cliché de bassin de face et d'un cliché de hanche de face, ce bilan de suivi, réalisé en préopératoire, postopératoire, à un puis trois mois, et enfin tous les ans, permet d'évaluer :

- Le positionnement des implants
- L'usure de l'insert en polyéthylène
- Le développement d'ostéolyse

- Les éventuelles fractures péri-prothétiques ou de matériel
- Les ossifications ectopiques

Le positionnement prothétique et l'usure du polyéthylène s'interprètent sur le cliché de face centré sur la hanche à condition que le positionnement du patient soit maîtrisé et reproductible dans le temps. Par exemple, le positionnement de la cupule doit se résumer en une inclinaison de 35° à 55° par rapport à la ligne rejoignant les « U » radiographiques [50].

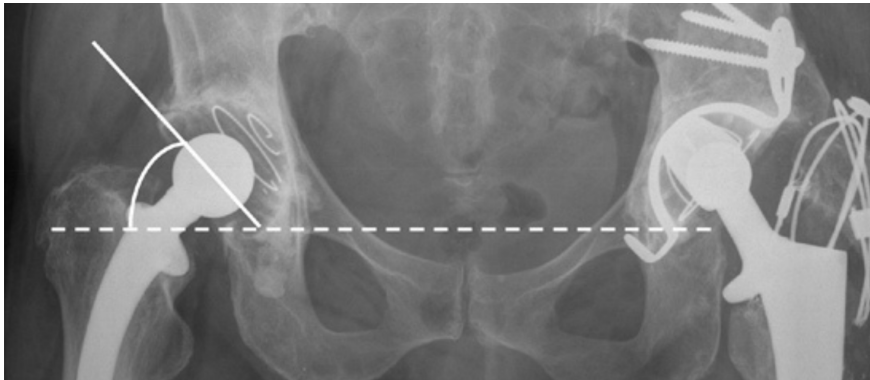


Figure 14 – Inclinaison de la cupule normalement située entre 35° et 55° [51]

Les ostéolyses ont pour principales étiologies le descellement aseptique et l'ostéite sur infection de matériel. Tous deux sont décelables en radiographie standard mais avec un certain retard diagnostique et leur extension est souvent sous estimée [52].

Les débris de polyéthylène induisent une ostéolyse menant au descellement. Cette entité rentre dans le cadre des réactions indésirables locales nommées ALTR (« *adverse local tissue reactions* »). Il est donc intéressant, avant même d'objectiver une lyse, de pouvoir évaluer l'usure de l'insert acétabulaire. Pour cela, de nombreuses techniques ont été développées à partir de radiographies standards, numériques ou non [53,54], mais c'est en pratique l'appréciation subjective des radiologues et chirurgiens devant les différents clichés comparatifs qui reste utilisée [55].

Ainsi, on peut citer la technique d'analyse radio-stéréométrique (RSA), gold standard dans l'évaluation de l'usure du polyéthylène, mais dont l'accès est limité et la réalisation chronophage [55].

1.3.2 Scanner

Initialement limitée par les artéfacts métalliques et des doses d'irradiation importantes, la réalisation de scanner pour l'exploration de la hanche prothétique était marginale. De nombreuses améliorations ont permis une nette réduction de ces artéfacts de durcissement,

notamment avec le développement d'algorithmes de reconstruction performants, et de nombreux protocoles basse dose permettent aujourd'hui une utilisation du scanner en routine dans cette indication [11,56].

Ainsi, le scanner, moins opérateur dépendant et disponible, est retenu dans l'exploration :

- Du positionnement des implants
- De l'usure des implants
- Des fractures péri-prothétiques et de matériel
- De certaines formes d'ALTR telles que les ostéolyses

En effet, comparativement aux radiographies standards, le scanner est plus sensible pour la détection des ostéolyses et donc des descellements septiques ou aseptiques [57].

Par ailleurs, cette modalité permet l'évaluation de l'ensemble des paramètres de positionnement du matériel sans être limité par les éventuels problèmes d'incidences que pose la réalisation des radiographies standard.

1.3.3 Échographie

Sans être un examen de première intention, l'échographie de la hanche opérée douloureuse est un examen central dans la prise en charge de ces patients dont le parcours nécessite des bilans d'imagerie répétés dans le temps. En effet, cet examen non irradiant, disponible et dynamique permet l'évaluation des parties molles péri-articulaires sous couvert d'un opérateur expérimenté [58]. Ainsi, cette modalité permet l'évaluation [59–61]:

- Des lésions liquidiennes : bursites, abcès, et ALTR
- Des lésions mixtes et solides des parties molles : pseudotumeurs (ALTR dont ALVAL)
- Des lésions tendineuses
- De la trophicité musculaire
- Des éventuels conflits, notamment entre la cupule et le muscle iliopsoas.

Certaines de ces indications se chevauchent avec celles de l'IRM mais Siddiqui et al. ont récemment montré la supériorité de l'échographie dans la détection et caractérisation des épanchements et des lésions tendineuses [15].

À l'inverse, bien que dénuée d'artefact causé par le matériel implanté, l'étude ultrasonore de l'os et de ces rapports avec les implants reste impossible.

1.3.4 IRM

Historiquement écartée de l'évaluation des régions anatomiques contenant du matériel, l'IRM représente aujourd'hui une modalité d'exploration validée en présence d'implants, et notamment dans le cadre de l'arthroplastie totale de hanche [15,62].

Les limites initiales étaient en rapport avec des artefacts réalisant des distorsions d'image dans et à travers le plan tels que :

- Des erreurs d'encodage dans l'espace : un voxel est localisé au mauvais endroit sur l'image
- Des pertes de signal : par déphasage ou « off-résonance » des fréquences de la bande passante des tissus péri-prothétiques
- Un défaut de suppression de la graisse : l'inhomogénéité du champ B0 créée par l'implant déplace le signal de la graisse empêchant sa suppression.

Cependant, avec des paramètres d'acquisition et des séquences adaptés, l'IRM permet aujourd'hui d'obtenir des images de bonne qualité permettant l'évaluation des hanches douloureuses au décours d'arthroplastie totale.

Ainsi, on peut regrouper des paramètres dit standards et des paramètres avancés. Les premiers sont des paramètres modifiables à la console, permettant au manipulateur et au radiologue d'améliorer l'image à partir de séquences « classiques ». Ces paramètres ont été repris comme base pour la réalisation des séquences spécifiques dites « avancées » qui correspondent à des séquences développées spécifiquement pour l'acquisition d'images autour de matériels prothétiques [11,13,63–67]. Le Tableau 3 regroupe les paramètres et les séquences spécifiques les plus usités :

Paramètres standards	Acronyme usuel
Utilisation d'une IRM à faible champ magnétique : 1,5 Tesla plutôt que 3 Tesla	1,5 T
Orienter le grand axe du matériel prothétique parallèlement à l'axe du champ magnétique	
Orienter le gradient d'encodage en fréquence parallèlement au champ magnétique	
Augmenter la bande passante de réception	High BW
Utiliser des séquences en écho de spin (ES) avec des temps d'écho (TE) courts à ultra-courts	FSE / TSE / UTE
Utiliser l'inversion-récupération plutôt que la saturation pour la suppression du signal graisseux	STIR
Augmenter la matrice et diminuer l'épaisseur des coupes : diminution de la taille des voxels	
Paramètres avancés	Acronyme usuel
Bascule de l'angle de vue	VAT
Correction de l'artefact métallique par encodage de coupe (2D)	SEMAC
Combinaison d'images de plusieurs acquisitions à résonance variable (3D)	MAVRIC
Séquence multispectrale hybride SEMAC + MAVRIC	MAVRIC SL
Séquence multispectrale hybride MAVRIC + UTE	UTE-MAVRIC

Tableau 3- Récapitulatif des principaux paramétrages et séquences d'IRM de prothèse

Ainsi, l'IRM de la hanche prothétique douloureuse permet la détection et la localisation :

- Des lésions liquidiennes
- Des lésions pseudo-tumorales et solides rentrant dans le cadre des ALTR, dont les ALVAL des prothèses métal-métal font parties
- Des lésions tendineuses, ligamentaires et musculaires : tendinopathie, atrophie musculaire
- Des anomalies de la moelle osseuse
- Des lésions ostéolytiques, à condition qu'elles ne soient pas limitées aux quelques millimètres à l'interface os-implant [57].

Ces améliorations dans la détection et la caractérisation des lésions des parties molles, et sa bonne reproductibilité inter-observateurs font de l'IRM, au même titre que l'échographie, un examen de choix dans le bilan de seconde intention.

III. Incidence et topographie des épanchements et collections liquidiennes de la hanche prothétique en IRM avec séquence de réduction d'artéfacts métalliques MAVRIC SL

1.4 Objectifs

L'objectif principal de notre étude est de décrire les lésions liquidiennes de la hanche après arthroplastie totale à l'aide de coupes IRM en séquence MAVRIC SL, avec pour paramètres étudiés leur fréquence, épaisseur, volume, topographie, et éventuelles communications entre elles.

Les objectifs secondaires sont l'évaluation du rapport de ces lésions liquidiennes avec le statut symptomatique ou non des patients, le délai entre la chirurgie et l'IRM, et enfin la voie d'abord chirurgicale utilisée lors de la pose de prothèse totale de hanche.

Nous émettons les hypothèses que ces lésions liquidiennes prédominent en postérieure, notamment lors d'un abord chirurgical postéro-latéral, et que des communications entre elles ne sont pas rares, plus particulièrement entre les épanchements intra-articulaires postérieurs et de la bourse péri-trochantérienne.

L'intérêt de cette étude est donc d'établir une cartographie précise des épanchements articulaires et péri-articulaires de la hanche prothétique et d'en démasquer les éventuels facteurs d'influence afin d'optimiser l'interprétation des lésions liquidiennes et l'orientation des patients en pratique quotidienne.

1.5 Matériel et méthodes

1.5.1 Design de l'étude

Cette étude rétrospective observationnelle et descriptive a consisté en une revue d'IRM de hanches prothétiques réalisées au CHU Amiens-Picardie et d'en recueillir les données.

1.5.2 Patients et données

Nous avons recherché sur le Picture Archiving and Communication System (PACS) l'ensemble des IRM de hanche et de bassin depuis l'acquisition par notre centre de la séquence MAVRIC SL, soit depuis mai 2015 jusqu'à mai 2020. Un filtre de recherche a permis d'extraire uniquement les examens avec une séquence MAVRIC SL, sélectionnant ainsi les IRM de hanche avec matériel prothétique.

L'inclusion était peu restrictive avec pour seul critère la nécessité d'au moins deux plans d'acquisition en pondération T2 MAVRIC SL. L'ensemble des examens étaient acquis sur des IRM General Electric Healthcare™ 1,5 T avec une antenne « body 30 small ». Les images en séquence MAVRIC SL bi-dimensionnelles étaient obtenues dans au moins deux plans d'acquisition les paramètres suivants : TE/TR : 4000-5000/5-10, bande passante : 83-100 kHz (325-400 Hz/pixel), Champs de vue (FOV) : 44,0 cm², matrice : 352 (fréquence) x 256-384 (phase) et épaisseur de coupe : 4 mm. Le temps d'acquisition était de 6 à 7 minutes.

Avant exclusion, nous avons 145 patients. Ont été exclus, les patients qui ne présentaient pas de PTH ni de prothèse de resurfaçage, soit principalement les patients porteurs de clous gamma, de Dynamique Hip Screw (DHS) ainsi que ceux ayant bénéficié d'une chirurgie délabrante de hanche avec plastie complexe.

L'ensemble des données recueillies étaient disponibles dans le dossier médical informatisé interne au CHU Amiens-Picardie, avec pour la plupart, les comptes rendus de consultation et opératoires de la prise en charge sur site. Pour l'autre partie des patients dont la prise en charge initiale n'était pas au CHU Amiens-Picardie, seuls les documents extérieurs intégrés par les services ont été utilisés. Les données suivantes ont été recueillies à partir des dossiers : sexe, âge, indice de masse corporelle (IMC), latéralité de la PTH, délai entre la pose de PTH et l'IRM, statut symptomatique ou asymptomatique, voie d'abord. Pour certains patients, la voie d'abord n'était pas indiquée dans le dossier médical et cette donnée était donc déterminée par un radiologue unique avec, en cas de doute, une relecture à l'aveugle par un radiologue sénior en imagerie musculo-squelettique avec plus de 10 ans d'expérience. Les données recueillies à partir des IRM étaient : la topographie par territoire des épanchements et collections, leur

épaisseur maximale par territoire en millimètre, et leur volume estimé ou mesuré en centimètre cube.

1.6 Analyse des données

Nos objectifs étaient de réaliser une description standardisée, et donc reproductible, des paramètres définissant les lésions liquidiennes. Pour cela, l'ensemble de nos relevés ont été réalisés sur des coupes axiales d'IRM en séquence MAVRIC SL (Figure 15).

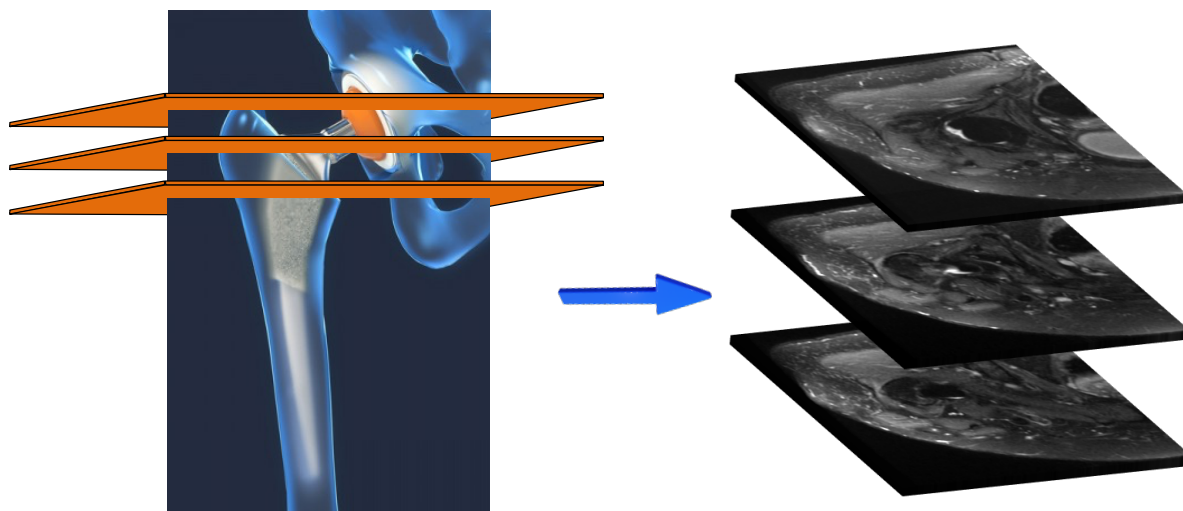


Figure 15- Représentation dans l'espace de coupes axiales MAVRIC SL centrées sur la hanche prothétique

1.6.1 Mesures bi-planaires

Chaque lésion liquidienne a été mesurée en plan axial sur une coupe en séquence MAVRIC SL. Si une lésion s'étendait sur plusieurs territoires, alors chacun était mesuré.

Cette mesure bi-planaire consistait à relever l'épaisseur en millimètre de l'épanchement ou de la collection, et donc à obtenir le diamètre maximal dans un plan orthogonal au grand axe de la lésion tel que présenté dans la Figure 16.

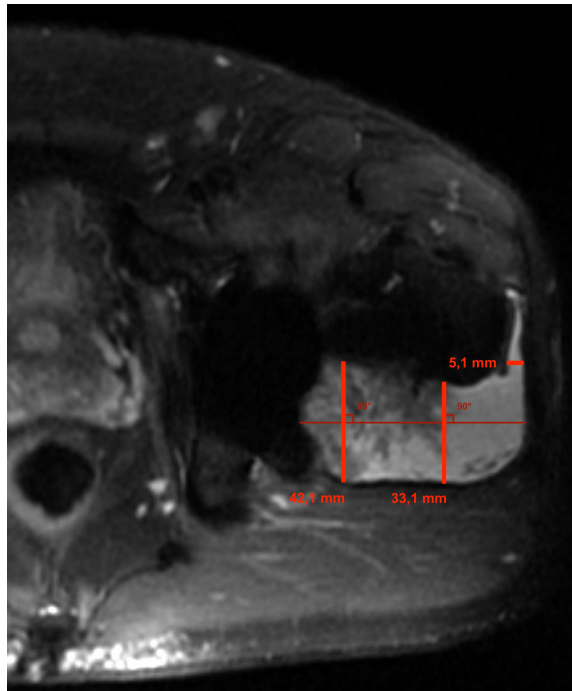


Figure 16 - Coupe IRM en séquence MAVRIC SL, exemples de mesures bi-planaires

Cela nous a permis d'obtenir une épaisseur par territoire et ces mesures étaient donc équivalentes à des mesures échographiques réalisées en plan axial.

1.6.2 Mesures tri-planaires

Dans un second temps nous avons calculé des estimations volumiques de ces lésions liquidiennes. Pour cela nous nous sommes basés sur la formule du volume des ellipsoïdes allongées dites « prolate » telle que présentée ci-dessous avec pour référence les mesures standards d'une ellipsoïde dans les trois plans (Figure 17).

$$\text{Volume ellipsoïde prolate} = \frac{\pi}{6} \times a \times b \times c$$

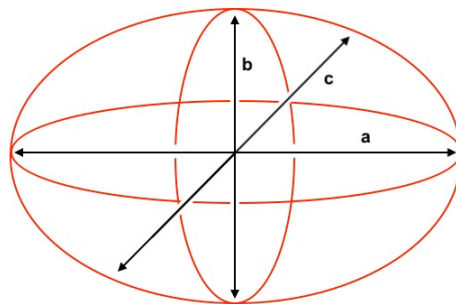


Figure 17 - Schéma d'un volume ellipsoïde

Cette démarche est fréquemment utilisée en radiologie pour l'estimation volumique de collections ou cavités biologiques de par sa reproductibilité et sa simplicité en pratique quotidienne [68–70].

Les grands axes ont été déterminés par reformatage « *maximum intensity projection* » (MIP) maximum dans deux plans en séquence MAVRIC SL, dont au moins une acquise dans le plan axial.

Cette formule d'estimation a des limites, notamment dans les épanchements de grand volume [69]. Aussi, certaines lésions liquidiennes de morphologie inhabituelle ne semblaient pas correspondre visuellement aux estimations calculées. Nous avons donc réalisé une volumétrie tridimensionnelle par détourage coupe à coupe des lésions liquidiennes telle que présentée dans la Figure 18 avec comme critères :

- Lésion liquidienne de plus de 50 cc estimés, soit 13% (13/104) des mesures
- Lésion liquidienne de morphologie s'écartant nettement d'un volume ellipsoïde : soit 15% (16/104) des mesures.

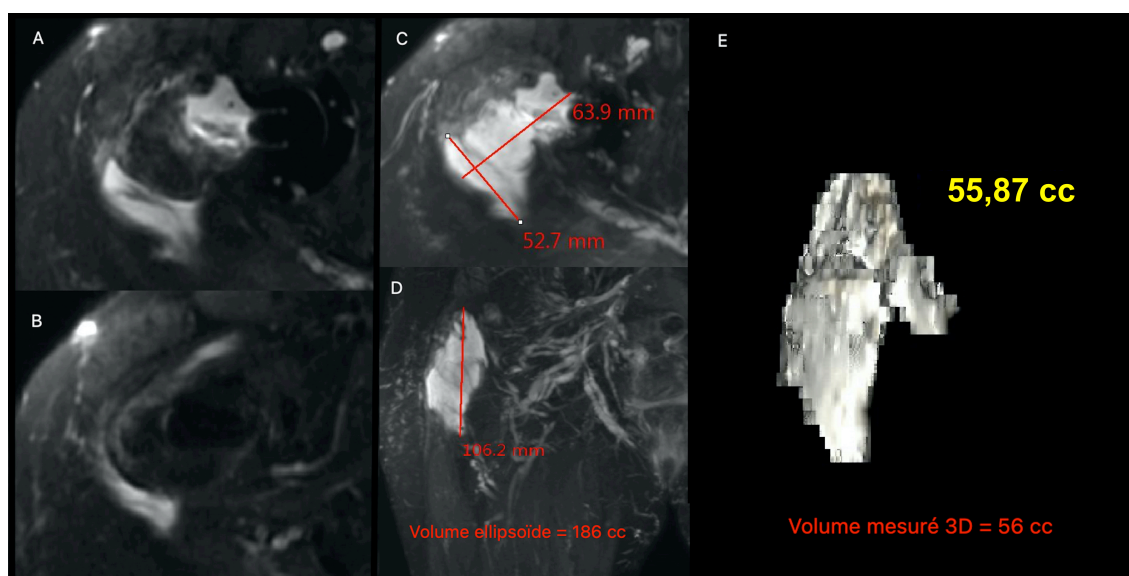


Figure 18 - Exemple d'un épanchement ayant nécessité une mesure tridimensionnelle du volume. A et B : coupes axiales d'IRM en séquence MAVRIC SL avec épanchement non ellipsoïde. C et D : coupes axiale et coronale d'IRM en séquence MAVRIC SL MIP avec mesure tridimensionnelle et estimation du volume à 186 cc. E : reconstruction volumique après détourage coupe à coupe de l'épanchement et mesure du volume à 56 cc.

1.6.3 Topographie

Afin de standardiser l'analyse topographique, un patron de segmentation a été réalisé, définissant huit territoires tels que représentés sur la Figure 19 :

- Articulaire antérieur (Art.ant)

- Articulaire postérieur (Art.post)
- Péri-trochantérien antérieur (PT.ant)
- Péri-trochantérien postérieur (PT.post)
- Bursal péri-trochantérien (B.PT)
- Parties molles antérieures (P.M.ant)
- Parties molles postérieures (P.M.post)
- Bursal iliopectiné (B.IP)

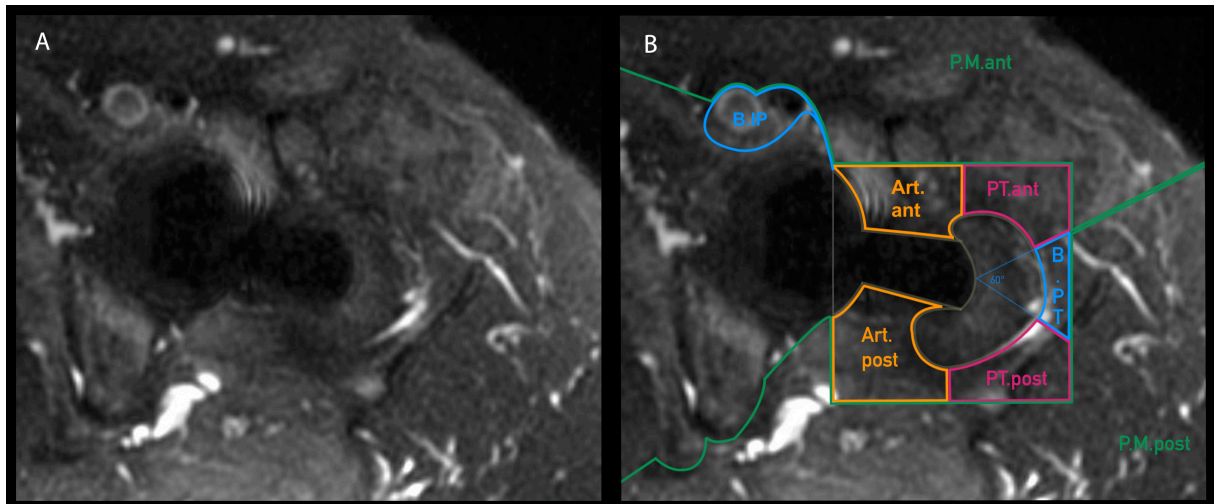


Figure 19- A : Coupe axiale d'IRM en séquence MAVRIC SL. B : représentation des territoires articulaires et péri-articulaires ; B.IP : bourse iliopectinée, P.M.ant : parties molles antérieures, P.M.post : parties molles postérieures, Art.ant : espace intra-articulaire antérieur, Art.post : espace intra-articulaire postérieur, PT.ant : espace péri-trochantérien antérieur, PT.post : espace péri-trochantérien postérieur, B.PT : bourse péri-trochantérienne

Les territoires articulaires antérieur et postérieur s'étendent du rebord médial de l'extrémité proximale du fémur, le long du bord nu du matériel prothétique (col et face inférieure de l'insert), jusqu'au bord inférieur de l'acétabulum.

Les territoires péri-trochantériens antérieur et postérieur s'étendent respectivement aux faces antérieure et postérieure du grand trochanter dans le prolongement latéral des territoires articulaires antérieur et postérieur. Leur limite latérale, composée de la facette latérale du grand trochanter, directement au contact de l'os, définit le territoire bursal péri-trochantérien.

Les territoires des parties molles antérieures et postérieures constituent l'ensemble du reste des territoires qui n'étaient pas définis précédemment, à l'exception de la bourse iliopectinée qui représente un territoire à elle-même, défini par l'espace initialement virtuel entre les muscles iliopsoas en avant et l'éminence pectinée et la capsule articulaire en arrière.

Concernant la limitation des espaces, il n'était compté qu'une seule topographie si l'épanchement décrit venait éventuellement bomber dans un autre territoire sans toutefois y

occuper un volume significatif. Par exemple, les territoires articulaires, péri-trochantériens et bursaux avaient fréquemment des mensurations importantes, repoussant les limites de leur espace sans toutefois réaliser une lésion liquidienne du territoire adjacent à proprement parlé. Cette subtilité est d'ordre morphologique et nous avons décidé de l'illustrer dans la Figure 20.

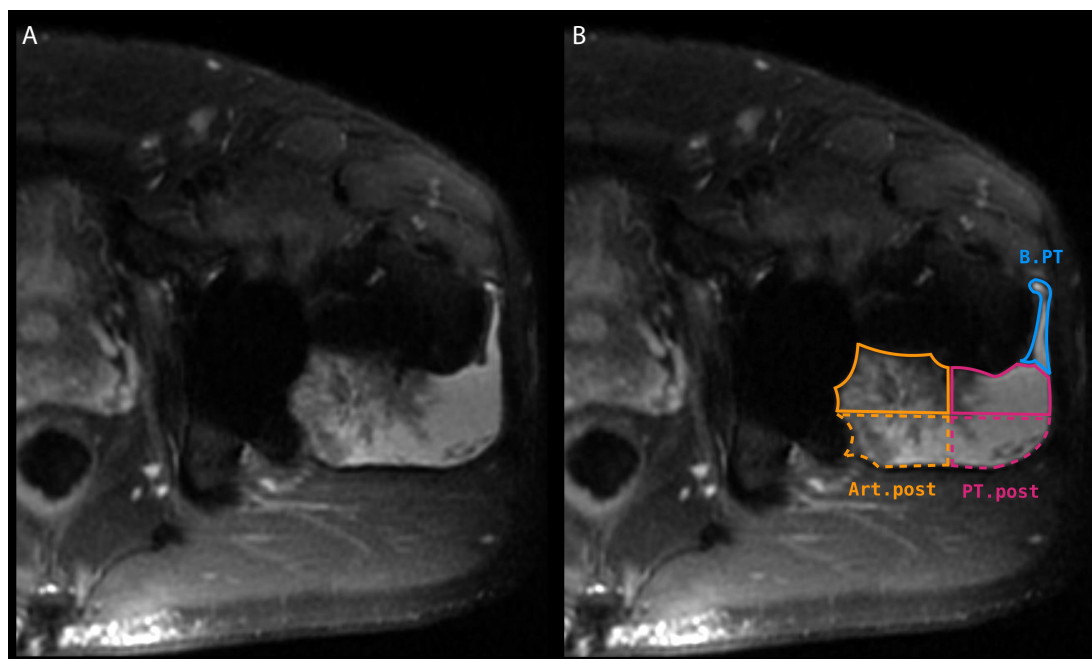


Figure 20 – A : Coupe axiale d'IRM en séquence MAVRIC SL avec un épanchement articulaire et péri-trochantérien postérieur dont l'étendu se projette sur le territoire des parties molles postérieures mais dont l'aspect morphologique est en faveur d'un authentique volumineux épanchement intra-articulaire et péri-trochantérien postérieur. Épanchement bursal péri-trochantérien associé. B : coupe avec représentation des territoires péri-articulaires.

Dans un second temps, nous avons regroupé plusieurs territoires entre eux. Nous avons donc créé des « *pools* » de lésions :

- Soit sur un principe de continuité anatomique
- Soit sur des fréquences d'association remarquées lors des analyses préliminaires.

Ainsi, les principaux « *pools* » de lésions liquidiennes que nous avons utilisés dans notre étude sont (Figure 21) :

- Épanchement « postérieur » (POST) : regroupe tout épanchement à point de départ articulaire postérieur soit les associations « Art.post +/- PT.post +/- P.M.post +/- B.PT »
- Épanchement « antérieur » (ANT) : regroupe tout épanchement à point de départ articulaire antérieur, soit les associations « Art.ant +/- PT.ant +/- P.M.ant +/- B.IP »

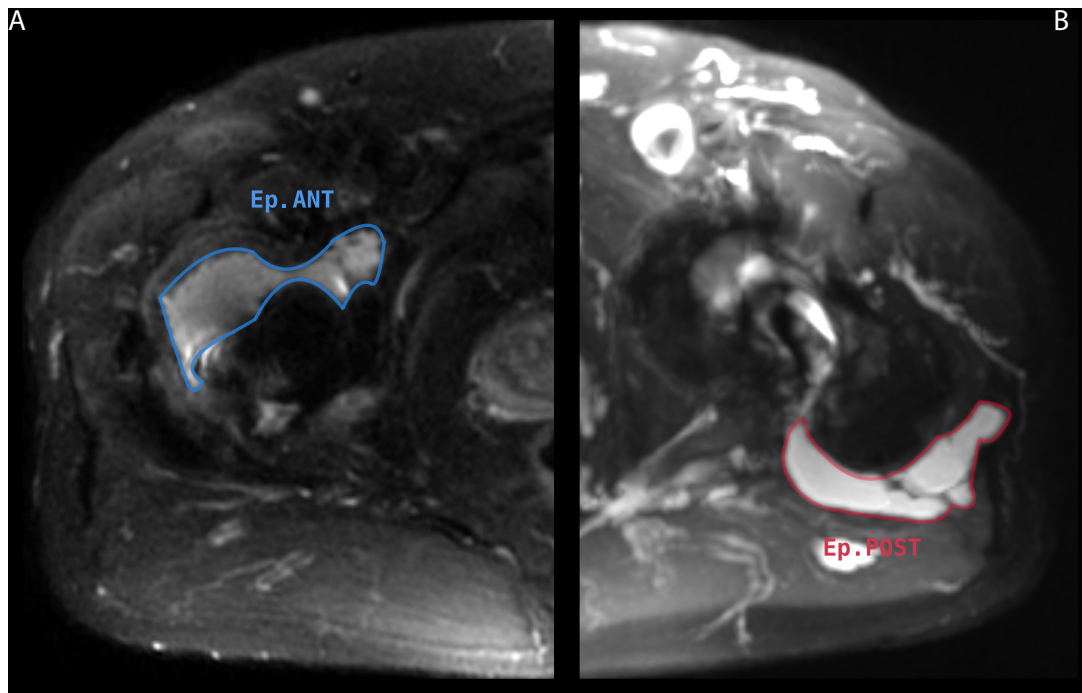


Figure 21 – Coupes axiales d’IRM en séquence MAVRIC SL. A : pool d’épanchements antérieurs composé d’un épanchement intra-articulaire antérieur et d’un épanchement de la bourse iliopectinée. B : pool d’épanchements postérieurs composé d’un épanchement intra-articulaire postérieur, d’un épanchement péri-trochantérien, et d’un épanchement dans la bourse péri-trochantérienne.

Au total, les données recueillies étaient :

- La topographie des lésions liquidiennes
- Leur épaisseur maximale en millimètre, et ce, dans chaque territoire
- Une estimation de leur volume en centimètre cube.

1.7 Analyse statistique

1.7.1 Analyses univariées

Les variables qualitatives étaient exprimées en effectifs et pourcentages avec intervalles de confiance des proportions à 95% (IC95) calculés à l’aide d’une loi normale ou binomiale si les effectifs le permettaient.

Si l’histogramme révélait une distribution d’allure symétrique, les variables quantitatives étaient exprimées en moyennes et écarts types (SD) avec les intervalles de confiance des moyennes à 95% (IC95) qui ont été calculés à l’aide d’une loi normale ou de Student si les effectifs le permettaient. Sinon les variables étaient exprimées en médiane avec premier et troisième quartile (Q1, Q3).

1.7.2 Analyses bivariées

L'indépendance entre deux variables qualitatives a été testée à l'aide d'un test exact de Fisher ou du χ^2 selon les effectifs. L'indépendance entre une variable qualitative et une variable quantitative a été testée à l'aide d'un test de Mann-Whitney.

1.7.3 Significativité

Les tests statistiques étaient bilatéraux avec des p-valeurs considérées comme significatives au seuil de 5%. Les intervalles de confiance ont été calculés à 95%.

1.7.4 Cadre réglementaire

Notre étude a été approuvée par la Direction de la Recherche Clinique et de l'Innovation (DRCI) et évaluée compatible à une homologation de la méthodologie de référence relative aux traitements de données à caractère personnel mis en œuvre dans le cadre des recherches n'impliquant pas la personne humaine, des études et évaluations dans le domaine de la santé (MR-004). L'ensemble des données ont été anonymisées et traitées sur l'espace de recherche sécurisé attaché à la référence « PI2021_843_0005 ».

Les analyses statistiques ont été réalisées à l'aide du logiciel SAS® version 9,4 du système SAS pour Windows. Copyright © 2021 SAS Institute Inc.

L'ensemble des patients et du personnel soignant impliqué dans cette étude ont bénéficié d'une information claire et adaptée.

Aucun financement n'est à déclarer.

1.8 Résultats

1.8.1 Description de la population

Sur l'ensemble des patients ayant bénéficié d'une IRM entre les mois de mai 2015 et 2020, 102 ont été inclus dans notre étude. Adressés pour hanche prothétique douloureuse, 36 d'entre eux présentaient une PTH controlatérale dans le champ d'acquisition, toutes asymptomatiques à l'exception d'une. Au total, c'est 102 patients inclus pour un total de 103 hanches symptomatiques et 36 hanches asymptomatiques (Figure 22).

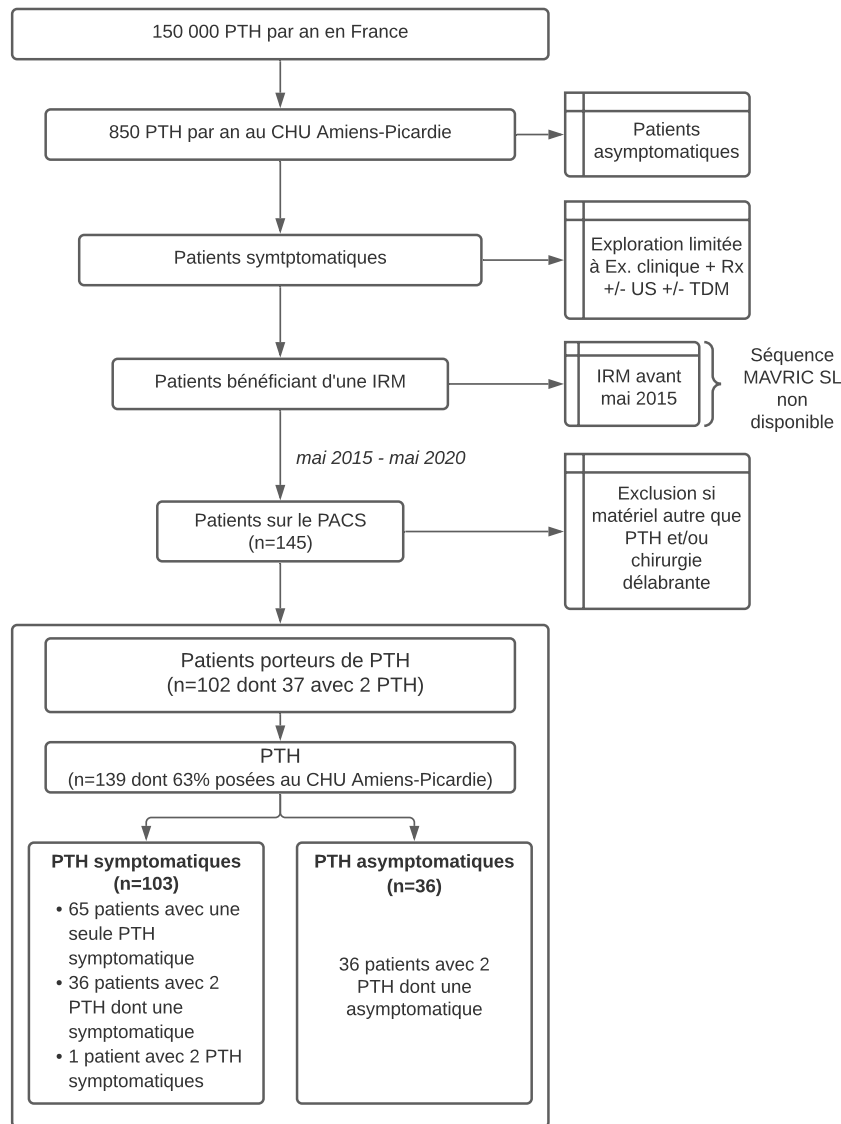


Figure 22 – Flowchart. PTH : prothèse totale de hanche, CHU : centre hospitalier universitaire, Rx : radiographie, US : échographie, TDM : tomographie par ordinateur, IRM : imagerie par résonance magnétique

Les caractéristiques initiales étaient équilibrées en dehors de la voie d’abord qui était postéro-latérale dans 93% des cas (Tableau 4). L’âge moyen des patients à l’IRM était de 63 ans (SD=13), 60% étaient des femmes, et l’IMC moyen était de 27 kg/m² (SD=5). Sur les 139 hanches examinées, 53% d’entre elles étaient à droites, et 63% avaient été opérées au CHU Amiens-Picardie. Le délai moyen entre l’arthroplastie totale de hanche et l’IRM était de 72 mois (SD=56).

Patients, n=102	
Âge (années)	63 (SD=13)
Sexe féminin	61 (60%)
IMC, kg/m ²	27 (SD=5)
Hanches, n=139	
Coté droit	74 (53%)
Opérée au CHU	88 (63%)
Délai à l'IRM (mois)	72 (SD=56)
Voie postéro-latérale	129 (93%)

Tableau 4 - Caractéristiques patients. SD « standard deviation » écart type

1.8.2 Analyse des taux et volumes

Le taux d'épanchements tout volume confondu était de 74,8% [67,6 ; 82,0], tandis que pour ceux d'au moins 5 cc et 10 cc, ils étaient respectivement de 47,5% [39,2 ; 55,8] et 36,0% [27,0 ; 44,0]. Dans ces trois situations, les épanchements étaient significativement plus fréquents dans les hanches symptomatiques (Tableau 5) avec notamment un taux d'épanchements d'au moins 5 cc de 55% [45,7 ; 64,9] dans les hanches symptomatiques contre 25% [10,6 ; 39,2] pour les hanches asymptomatiques.

	Symptomatiques %(IC95%)	Asymptomatiques %(IC95%)	valeur p
Tout épanchement	81,6 [74,1 ; 89,0]	55,6 [39,3 ; 71,8]	0,002
Épanchements ≥ 5 cc	55,3 [45,7 ; 64,9]	25,0 [10,9 ; 39,2]	0,002
Épanchements ≥ 10 cc	41,7 [32,2 ; 51,3]	19,4 [6,5 ; 32,4]	0,016

Tableau 5 – Taux d'épanchements selon leur volume chez les patients symptomatiques et asymptomatiques

Les taux d'épanchements, tout volume confondu, étaient semblables entre les hanches opérées par voie d'abord postéro-latérale et celles opérées par voie antérieure avec respectivement des taux à 76% [68,6 ; 83,3] et 60% [29,6 ; 90,4] ($p \leq 0,30$).

Nous avons déterminé le seuil de volume d'épanchement permettant de différencier les patients symptomatiques et asymptomatiques à l'aide d'une courbe ROC (Figure 23). Celui-ci a été calculé à 2,1 cc mais ne présentait qu'une étroite aire sous la courbe (AUC) de 0,6831 avec une sensibilité de 68% et une spécificité de 61% ($p=0,048$).

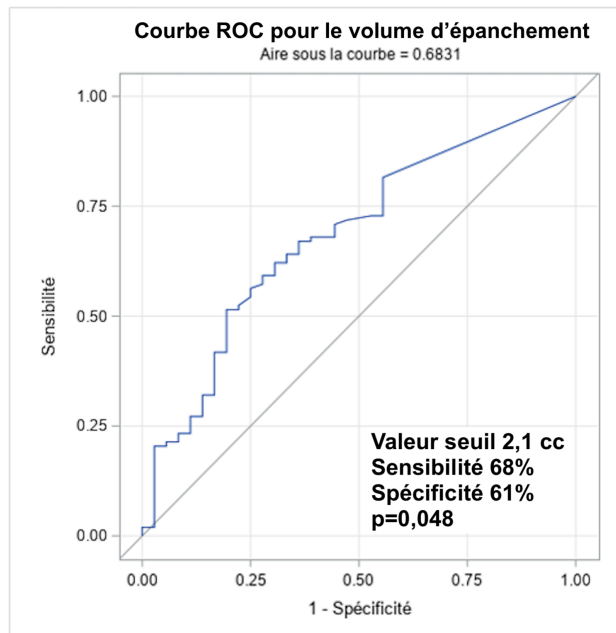


Figure 23 - Courbe ROC du volume seuil d'épanchement péri-prothétique entre les hanches symptomatiques et asymptomatiques

Les épanchements, quel que soit leur volume, présentaient une fréquence significativement différente selon le délai entre l'arthroplastie et la réalisation de l'IRM ($p=0,040$). L'analyse des taux des différentes classes de volume entre elles (tout épanchement, ≥ 5 cc et ≥ 10 cc) selon le délai à l'IRM retrouvait une différence significative entre l'ensemble des épanchements et les épanchements d'au moins 10 cc ($p=0,020$) (Figure 24).

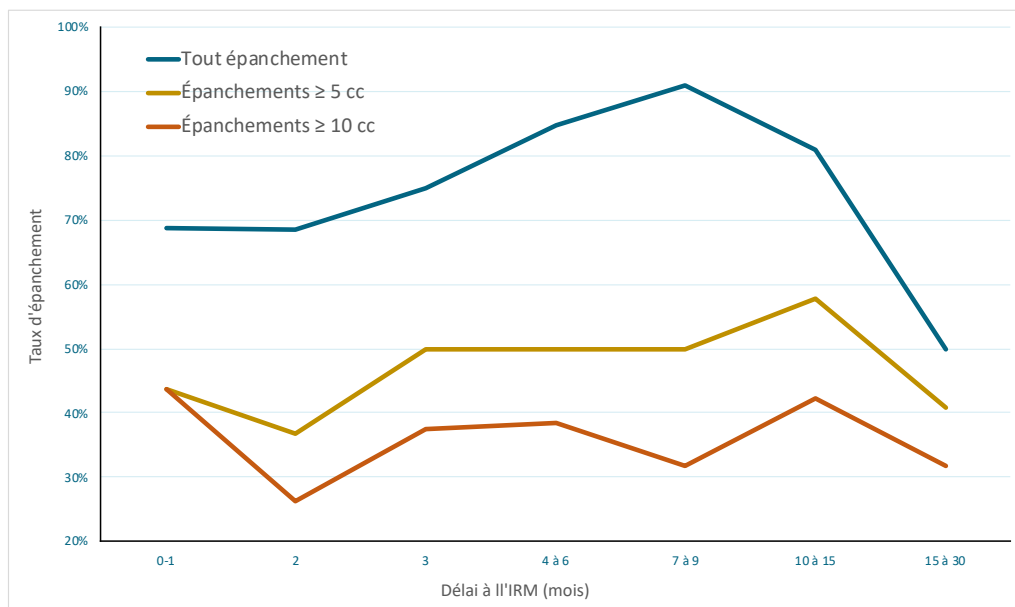


Figure 24- Taux d'épanchements selon leur volume et le délai de réalisation entre l'arthroplastie et l'IRM

1.8.3 Analyse topographique

Malgré un volume d'épanchement seuil calculé à 2,1 cc entre les hanches symptomatiques et asymptomatiques, ses faibles sensibilité et spécificité nous ont poussés à utiliser un autre seuil. En effet, il n'y a pas à notre connaissance d'étude ayant évalué le volume normal de liquide articulaire dans le contexte d'arthroplastie totale de hanche. De plus, les études traitant des valeurs standard sont échographiques et on retrouve comme valeur seuil entre 4 mm et 10 mm d'épaisseur dans l'axe du col fémoral, ou bien une différence supérieure ou égale à 1 mm entre les deux hanches, l'ensemble de ces études traitant de hanches natives [59,71–74]. Ainsi, dans un but de pertinence clinique, l'analyse topographique a été réalisée pour les épanchements que nous avons considérés comme significatifs à partir de 5 cc.

De plus, étant donnée la nette majorité de patients opérés par voie postéro-latérale dans notre centre (Tableau 4), l'ensemble des analyses statistiques suivantes ont été limitées aux patients opérés par cette voie dans un but de pertinence clinique.

L'analyse de la répartition non exclusive des lésions liquidiennes de la hanche (Tableau 6), indépendamment du statut symptomatique ou non, retrouvait des taux significativement plus importants d'épanchements dans les territoires articulaire postérieur et péri-trochantérien postérieur comparativement à leur équivalents antérieurs, avec, respectivement, un taux de 77% [66,2 ; 86,9] contre 28% [17,1 ; 39,1] ($p < 0,0001$) et 41% [28,6 ; 52,7] contre 5% [0,0 ; 9,9] ($p < 0,0001$).

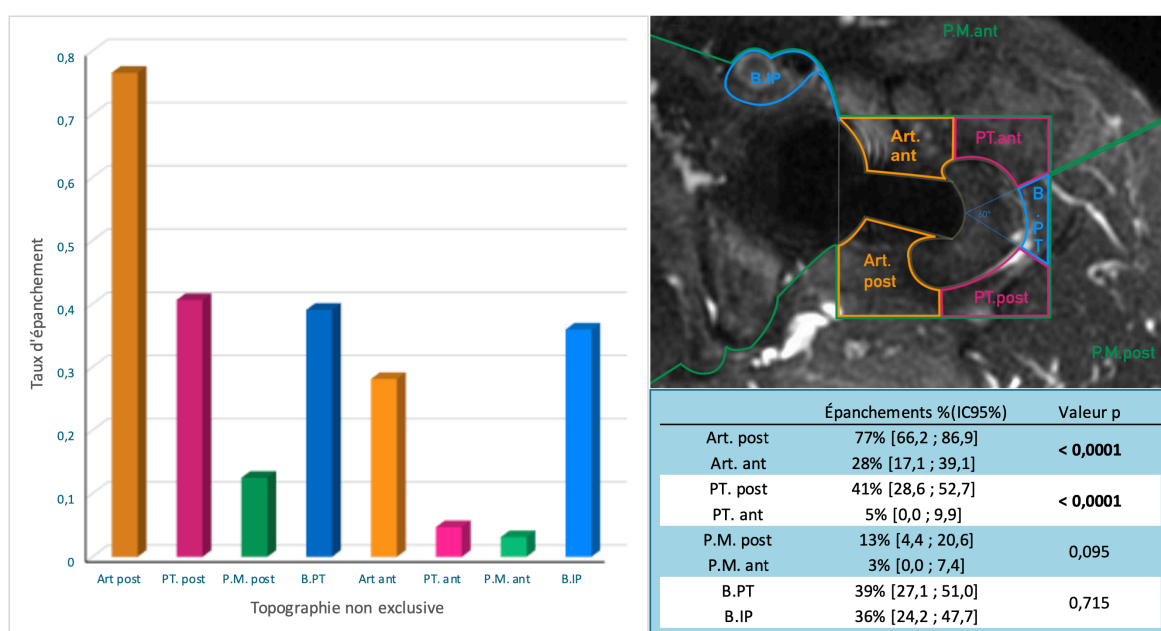


Tableau 6 - Répartition non exclusive des épanchements chez les patients opérés par voie postéro-latérale

L'analyse de la répartition des lésions liquidiennes isolées (ou exclusives), indépendamment du statut symptomatique ou non (Tableau 7), ne retrouvait pas de différence significative entre tous les épanchements des territoires antérieur comparativement à ceux en postérieur. Cependant, quand on centrait l'analyse sur les épanchements antérieurs et postérieurs avec nécessairement une composante articulaire antérieure ou postérieure, alors les lésions postérieures (« POST ») étaient significativement plus fréquentes avec un taux 28% [17,1 ; 39,1] contre 3% [0,0 ; 7,4] en antérieur (« ANT ») ($p=0,0001$).

	Épanchements isolés %(IC95%)	Valeur p
Tout épanchement postérieur	18,8 [9,2 ; 28,3]	0,214
Tout épanchement antérieur	10,9 [3,3 ; 18,6]	
Épanchements postérieurs à point de départ art. post	28,1 [17,1 ; 39,1]	0,0001
Épanchements antérieurs à point de départ art. ant	3,1 [0,0 ; 7,4]	

Tableau 7 – Taux d'épanchements postérieurs et antérieurs isolés, à point de départ articulaire ou non.

Les épanchements intéressant la bourse péri-trochantérienne étaient significativement plus fréquents en association avec d'autres épanchements qu'isolés. En effet les épanchements isolés de cette bourse représentaient 1,6% [0,0 ; 4,6] contre 39,1% [27,1 ; 51,0] ($p<0,0001$).

Dans les épanchements non isolés de la bourse péri-trochantérienne, ceux associés à n'importe quel autre épanchement postérieur, ou à un épanchement postérieur avec une composante articulaire postérieure ou encore à un épanchement non seulement articulaire postérieur mais également en continuité visuelle avec la bourse, tous étaient significativement plus fréquents qu'en association avec ce même type d'épanchement étendu en antérieur (Tableau 8). Ainsi, les épanchements de la bourse péri-trochantérienne étendus jusqu'à l'articulation en postérieur étaient plus fréquents que les épanchements s'étendant jusqu'à l'espace articulaire antérieur avec respectivement un taux pour l'ensemble des épanchements de 15,6% [6,7 ; 24,5] contre 0,0% ($p=0,001$). Autrement dit, les épanchements de la bourse péri-trochantérienne étendus visuellement à l'articulation représentaient 40% [20,8 ; 59,2] des épanchements de cette bourse, tous postérieurs.

	Épanchements %(IC95%)	Valeur p
Isolés	1,6 [0,0 ; 4,6]	0,0001
Non isolés	39,1 [27,1 ; 51,0]	
B.PT + tout Ep. postérieur	21,9 [11,8 ; 32,0]	0,002
B.PT + tout Ep. antérieur	3,1 [0,0 ; 7,4]	
B.PT + Ep. postérieur avec composante art post	20,3 [10,5 ; 30,2]	0,004
B.PT + Ep. antérieur avec composante art ant	3,1 [0,0 ; 7,4]	
Continuum visuel de B.PT à art. post	15,6 [6,7 ; 24,5]	0,001
Continuum visuel de B.PT à art. ant	0,0 [0,0 ; 0,0]	

Tableau 8– Taux d'épanchements de la bourse péri-trochantérienne, isolés ou en association avec des topographies antérieures ou postérieures

Les épanchements articulaires postérieurs étendus à un autre territoire, antérieur ou postérieur unique ont été séparés en deux groupes distincts : ceux dont l'extension se faisait en antérieur et ceux dont l'extension restait dans les territoires postérieurs. Leur taux ne différait pas avec respectivement 23,4% [13,1 ; 33,8] et 26,7% [15,7 ; 37,4] ($p=0,617$)

Dans ces mêmes groupes, nous avons évalué l'épaisseur maximale moyenne en millimètre de la localisation autre qu'articulaire postérieure afin d'estimer leur détectabilité en échographie en séparant dans un second temps les hanches symptomatiques des asymptomatiques. Ainsi, pour ceux dont les épanchements s'étendaient dans un autre territoire postérieur, l'épaisseur moyenne était de 19,9 mm [12,9 ; 26,9] avec une moyenne de 20,3 mm [11,5 ; 29,0] pour les hanches symptomatiques et 18,3 mm [5,2 ; 31,3] pour celles asymptomatiques, sans différence ($p=0,887$). Pour les épanchements qui s'étendaient en antérieur, l'épaisseur maximale moyenne était de 15,0 mm [11,4 ; 18,6] avec une moyenne pour les hanches symptomatiques de 15,1 mm [11,2 ; 18,9] et une seule donnée pour les asymptomatiques, de 14 mm.

1.8.4 Épanchements de moins de 5 cc

Enfin, les épanchements de moins de 5 cc représentaient 27,3% [19,9 ; 34,8] des hanches étudiées et 36,5% [19,9 ; 34,8] des épanchements. Leur volume moyen ne différait pas entre les patients symptomatiques et asymptomatiques avec respectivement 1,8 cc [1,2 ; 2,4] et 1,9 cc [1,1 ; 2,8] ($p=0,540$). Leur répartition prédominait significativement dans les territoires antérieurs avec un taux de 47,4% [31,5 ; 63,2] comparativement aux territoires postérieurs, mixtes, ou bursal avec respectivement 21% [8,1 ; 34,0], 18% [6,1 ; 30,8] et 11% [0,8 ; 20,3] ($p<0,0001$).

1.8.5 Hanches opérées par voie antérieure

Notre échantillon comportait 10 hanches opérées par voie antérieure et 6 d'entre elles présentaient un épanchement antérieur (tous au moins articulaire) dont 4 étaient inférieurs à 5 cc. 2 seulement montraient un épanchement postérieur, dont un seul de plus de 5 cc.

1.9 Discussion

1.9.1 Principaux résultats

Notre étude avait pour objectif de décrire les taux, volumes et topographies des lésions liquidiennes autour de la hanche prothétique, ainsi que les éventuelles communications entre elles. Notre hypothèse était que, chez les patients opérés d'une arthroplastie totale de hanche par voie postéro-latérale de Moore, les épanchements seraient volontiers postérieurs et communiquant, notamment avec la bourse péri-trochantérienne.

Indépendamment de leur volume et de leur topographie, les épanchements étaient fréquents chez l'ensemble des patients et ceux d'au moins 5 cc représentaient quasiment 50% des hanches analysées. Significativement plus fréquents chez les patients symptomatiques, ces épanchements ne permettaient pas, par leur volume, d'être prédictifs du statut symptomatique ou non étant donné les faibles sensibilité et spécificité du volume seuil calculé à 2,1 cc dans notre échantillon (68% et 61% respectivement). Par ailleurs, les taux d'épanchements différaient significativement en fonction de leur volume et du délai de la réalisation de l'IRM par rapport à la pose de PTH.

Chez les patients opérés par voie postéro-latérale, les épanchements des territoires postérieurs étaient significativement plus fréquents qu'en antérieur, qu'ils soient isolés ou en association. Cette différence de fréquence d'épanchements en faveur des territoires postérieurs était d'autant plus importante si on s'intéressait aux épanchements comportant au moins une composante articulaire ou encore une extension directe en péri-trochantérien. En effet, les épanchements postérieurs à point de départ articulaire postérieur représentaient quasiment 30% contre 3% pour leurs équivalents antérieurs. Parallèlement, les épanchements du territoire bursal péri-trochantérien étaient rarement isolés, mais associés dans plus de 50% des cas à un épanchement articulaire postérieur. Le taux d'association de ces épanchements péri-trochantériens avec les territoires postérieurs était significativement supérieur à celui avec les territoires antérieurs et on observait un continuum visuel attestant de la communication de ces compartiments en postérieur dans 40% des cas tandis qu'aucun n'a été observé en antérieur.

Toujours chez les patients opérés par voie postéro-latérale, les épaisseurs maximales moyennes en millimètres des localisations postérieures associées aux épanchements articulaires postérieures ne différaient pas entre les patients symptomatiques et asymptomatiques. Elles mesuraient en moyenne autour de 20 mm et on ne pouvait pas les comparer à celles en antérieur devant le faible nombre d'épanchements.

Concernant toutes les hanches, les épanchements de moins de 5 cc étaient significativement plus fréquents dans les territoires antérieurs. Leur fréquence était plus élevée chez les patients symptomatiques, mais leur volume ne différait pas selon le statut symptomatique ou non.

Enfin, peu de patients avaient bénéficié d'une voie antérieure dans notre échantillon mais nous avons pu observer une tendance en faveur d'une prédominance des épanchements antérieurs.

1.9.2 Discussion des résultats

À notre connaissance, aucune étude n'a traité spécifiquement des caractéristiques des lésions liquidiennes de la hanche prothétique, et notamment de leur topographie.

Nous avons choisi d'analyser ces épanchements à partir d'exams d'IRM avec séquence de diminution des artéfacts métalliques dont l'efficacité a été prouvée dans cette indication puisque Aliprandi et al. montraient une bonne concordance inter-observateurs dans la détection des épanchements [62,75].

Certaines équipes ont étudié les lésions fréquemment retrouvées autour de la hanche prothétique comme celle de Bremer et al. qui retrouvait cinq fois plus d'épanchements dans la bourse péri-trochantérienne chez les patients opérés par voie postéro-latérale que ceux opérés par voie antérieure [76]. Cette donnée est cohérente avec l'importante fréquence d'épanchements étendus à la bourse péri-trochantérienne dans notre échantillon de patients.

À l'inverse, Agten et al. ont décrit des taux de lésions liquidiennes semblables selon les différentes voies d'abord, sans étudier leur topographie [77]. Dans notre étude, les taux d'épanchement, tout volume confondu, étaient semblables entre les hanches opérées par voie d'abord postéro-latérale et celles opérées par voie antérieure avec respectivement des taux à 76% et 60%. Cependant, nous avons montré que les hanches opérées par voie postéro-latérale présentaient significativement plus d'épanchements dans les territoires postérieurs et que la tendance pour les quelques voies antérieures de notre échantillon était en faveur d'une prédominance antérieure.

L'étude des taux de communications entre les différentes topographies est authentiquement originale. En effet, Briant et al. avaient évoqué une déhiscence capsulaire devant l'observation d'épanchements péri-trochantériens postérieurs dans leur étude où deux IRM avaient été

réalisées à 14 mois d'intervalle chez des patients porteurs de prothèses métal-métal, mais ils se limitaient à une étude des taux d'épanchements et des volumes [78]. Ainsi, notre taux de communications de 40% entre les épanchements de la bourse péri-trochantérienne et l'espace intra-articulaire postérieur chez les patients porteurs d'une PTH posée par voie postéro-latérale n'a jamais été décrit même si Steinbach et al. décrivaient déjà en 1985 l'existence de ces communications en arthrographie [79].

L'important taux d'épanchements dans la bourse péri-trochantérienne, ainsi que celui des communications entre cette dernière et les autres topographies postérieures, notamment articulaires, étaient en faveur d'un taux non négligeable de « bursites » de contiguïté que l'on pourrait décrire comme secondaires, c'est-à-dire sans pathogénèse initiale rattachée à la bourse. Dès 1958, Carpenter réfutait l'hypothèse de bursites primaires devant des tableaux de bursites objectivées par la présence d'un épanchement ou dans le cadre d'authentiques tableaux douloureux péri-trochantériens [80], et trois ans plus tard, Gordon et al. évoquaient une origine tendineuse [81]. Par la suite de nombreuses études ont montré l'absence d'anomalie anatomopathologique de la bourse péri-trochantérienne dans bon nombre de ces tableaux, recentrant la pathogénèse sur les structures adjacentes et notamment les tendons [82–84].

Peu d'études ont traité de ce même sujet dans le contexte des hanches prothétiques mais en 2014, Board et al. arrivaient aux mêmes conclusions [85].

1.9.3 Discussion de la méthode

Nos critères d'exclusion étaient peu restrictifs, et les patients n'avaient pas tous été opérés dans le même centre. Ces deux éléments sont en faveur d'une bonne validité externe.

La taille de notre échantillon a permis une analyse statistique fiable, notamment pour les hanches opérées par voie postérolatérale, au nombre de 129.

La définition, a priori, des différentes topographies, à l'aide d'un patron élaboré avec un radiologue sénior (avec plus de 10 ans d'expérience en imagerie musculo-squelettique) nous a permis de réaliser pour chaque patient une cartographie précise de la répartition de ses épanchements. Par ailleurs la standardisation des mesures 2D et 3D, ainsi que la réalisation de volumétries 3D par détournage coupe à coupe dans les cas difficiles sont en faveur d'une limitation d'un éventuel biais de classement non différentiel.

La détermination de la voie d'abord sur l'IRM dans les cas où l'information n'était pas disponible dans le dossier n'est pas une limite car Agten et al. ont montré que l'IRM permet de déterminer cette information avec une excellente concordance [77], limitant un éventuel biais de classement.

Certaines limites sont à prendre en compte dans l'exploitation de nos résultats. Cette étude est rétrospective et le nombre de hanche asymptomatiques, déterminé par le nombre de hanches controlatérales prothétiques passées à l'IRM, est plus de deux fois inférieur au nombre de hanches symptomatiques. Aussi, le nombre de hanches opérées par voie antérieure était nettement insuffisant pour réaliser toute analyse statistique, en faveur d'un biais de sélection de type biais de recrutement, raison pour laquelle la majeure partie des analyses de données ont été réalisées uniquement pour les hanches opérées par voie postéro-latérale.

En dehors des cas difficiles, un seul lecteur réalisait les mesures et déterminait les cartographies.

Un nombre important de tests statistiques ont été réalisés mais le caractère principalement descriptif de cette étude ne justifiait pas une correction du risque alpha selon la méthode de Bonferroni.

1.9.4 Perspectives / significativité clinique

L'intérêt de cette étude était d'évaluer la répartition des lésions liquidiennes de la hanche prothétique et nous avons montré la nette prédominance des épanchements postérieurs, et relativement fréquemment une extension au territoire de la bourse péri-trochantérienne. Le premier élément cliniquement pertinent semble être l'importance de l'exploration de la région postérieure de la hanche chez les patients ayant bénéficié d'arthroplastie par voie postéro-latérale. L'échographie pour l'exploration de la hanche prothétique douloureuse, et notamment à la recherche d'un épanchement, est un examen recommandé [16,86]. Pourtant, devant le morphotype des patients porteurs de PTH, souvent en surpoids et âgés, la mobilisation de ces derniers peut s'avérer complexe, rendant l'exploration des régions postérieures difficile, voire impossible. Par ailleurs la société européenne d'imagerie musculo-squelettique (ESSR) ne recommande pas de coupe articulaire postérieure dans le bilan de la hanche en échographie. Pourtant le taux d'épanchements articulaire postérieur isolé représentait 8% des épanchements dans notre étude. De plus, si on considérait le seuil de détection d'un épanchement en échographie à 10 mm chez ces patients fréquemment corpulents, alors on estimait entre 3% et 12% le taux d'épanchements articulaire postérieur étendu à un autre territoire dont l'épaisseur maximale était inférieure à 10 mm. Au total, on peut estimer dans notre étude entre 11% et 20% d'épanchements articulaires postérieurs non décelables en échographie en l'absence de coupe articulaire postérieure et ce résultat soulève donc deux questions :

- L'échographie de hanche prothétique douloureuse ne devrait-elle pas systématiquement inclure, si réalisable, une coupe articulaire postérieure, au moins chez les patients opérés par voie postérieure ?

- Une exploration articulaire postérieure non réalisable chez un patient porteur d'une PTH douloureuse à l'échographie normale par ailleurs, doit-elle indiquer une IRM de manière systématique ?

Le second élément est relatif à la prise en charge des douleurs péri-trochantériennes et plus particulièrement, ici, de la hanche prothétique. Une des prises en charge validée et efficace de ces douleurs est l'infiltration de dérivés cortisonés dans la région péri-trochantérienne quand le diagnostic de bursite est posé [87–89]. Or, nous avons montré que les épanchements de la région péri-trochantérienne sont fréquemment associés à une extension postérieure s'étendant jusque l'articulation. Il nous semble donc licite d'insister sur l'extrême prudence nécessaire dans la réalisation de ces infiltrations qui doivent systématiquement être réalisées en péri-bursal sous contrôle de l'imagerie afin d'éviter toute injection de dérivés cortisonés en intra-articulaire au risque d'une infection de prothèse.

Enfin, il nous semble intéressant d'envisager dans un second temps une étude de plus grande envergure, idéalement multicentrique, dont l'échantillon de population regrouperait en nombre égal l'ensemble des voies d'abord les plus fréquemment utilisées.

1.10 Conclusion

En conclusion, l'étude en IRM des caractéristiques des lésions liquidiennes après arthroplastie totale de hanche par voie postéro-latérale, a retrouvé une nette prédominance des épanchements intéressant l'ensemble des territoires postérieurs, en particulier intra-articulaires, justifiant l'exploration autant que possible de ces régions, notamment en échographie. Les communications impliquant ces différents territoires étaient fréquentes, plus particulièrement entre la région bursale péri-trochantérienne et l'espace intra-articulaire postérieur. Notre étude confirme donc que la réalisation d'infiltrations péri-trochantériennes dans ce contexte doivent être réalisées avec la plus grande prudence, en extra-bursal et toujours sous contrôle de l'imagerie. Il semblerait donc prometteur de réaliser une étude de plus grande envergure afin d'établir une cartographie topographique et volumique des lésions liquidiennes autour des hanches prothétiques pour chaque voie d'abord.

Annexes

Tableaux :

Tableau 1- Bourses péri-trochantériennes (liste non exhaustive)	22
Tableau 2 - Voies d'abord de PTH (non exhaustif).....	29
Tableau 3- Récapitulatif des principaux paramétrages et séquences d'IRM de prothèse.....	35
Tableau 4 - Caractéristiques patients. SD « standard deviation » écart type	47
Tableau 5 – Taux d'épanchements selon leur volume chez les patients symptomatiques et asymptomatiques	47
Tableau 6 - Répartition non exclusive des épanchements chez les patients opérés par voie postéro-latérale	49
Tableau 7 – Taux d'épanchements postérieurs et antérieurs isolés, à point de départ articulaire ou non.	50
Tableau 8– Taux d'épanchements de la bourse péri-trochantérienne, isolés ou en association avec des topographies antérieures ou postérieures.....	51

Figures :

Figure 1 - Représentation du ligament rond par John Struthers en 1858 [21]	18
Figure 2 - Représentation des bourses péri-trochantériennes par Olive Chung [31]	22
Figure 3 - Première prothèse totale de hanche en acier par Sir Philip Wiles en 1938 [2].....	23
Figure 4 – Prothèse fémorale de Austin T. Moore (USA) de 1952 [32].....	24
Figure 5 - Gamme de prothèses totales de hanche disponibles à l'Hôpital de Norwich (UK) en 1966 où G.K. McKee y développe ses PTH depuis 1941 [33]	24
Figure 6 – Illustration du principe de couple à basse friction telle que présentée dans l'article originale de Sir John Charnley paru en 1961 dans The Lancet, A : tête petit diamètre basse friction, B : tête grand diamètre classique [34]	25
Figure 7 - Inserts céramiques en alumine développés par le Dr Boutin (Pau) dès 1961. Extrait d'un article publié en 1988 par Boutin et son équipe [35].....	26
Figure 8 - Principe du cotyle à double mobilité selon le Pr Gilles et son équipe (d'après https://groupegilles.org)	27
Figure 9 - Schéma représentant les différentes stratégies de fixation des implants, avec ou sans ciment. A : non cimentée. B : cimentée. C : hybride. D : hybride inversée [1]	28
Figure 10 - Coupe tomodensitométrique injectée au temps artériel avec représentation des principales voies d'abord d'arthroplastie totale de hanche	29
Figure 11 - Reconstructions en réalité virtuelle (VR) d'acquisitions tomodensitométriques avec représentation de la voie d'abord postéro-latérale de Moore	30
Figure 12 - Reconstructions VR d'acquisitions tomodensitométriques avec représentation de la voie latérale de Hardinge.....	31
Figure 13 - Reconstructions VR d'acquisitions tomodensitométriques avec représentation de la voie d'abord antérieure de Hueter.....	32
Figure 14 – Inclinaison de la cupule normalement située entre 35° et 55° [51]	33
Figure 15- Représentation dans l'espace de coupes axiales MAVRIC SL centrées sur la hanche prothétique.....	39
Figure 16 - Coupe IRM en séquence MAVRIC SL, exemples de mesures bi-planaires	40
Figure 17 - Schéma d'un volume ellipsoïde.....	40

Figure 18 - Exemple d'un épanchement ayant nécessité une mesure tridimensionnelle du volume. A et B : coupes axiales d'IRM en séquence MAVRIC SL avec épanchement non ellipsoïde. C et D : coupes axiale et coronale d'IRM en séquence MAVRIC SL MIP avec mesure tridimensionnelle et estimation du volume à 186 cc. E : reconstruction volumique après détournement coupe à coupe de l'épanchement et mesure du volume à 56 cc.	41
Figure 19- A : Coupe axiale d'IRM en séquence MAVRIC SL. B : représentation des territoires articulaires et péri-articulaires ; B.IP : bourse iliopectinée, P.M.ant : parties molles antérieures, P.M.post : parties molles postérieures, Art.ant : espace intra-articulaire antérieur, Art.post : espace intra-articulaire postérieur, PT.ant : espace péri-trochantérien antérieur, PT.post : espace péri-trochantérien postérieur, B.PT : bourse péri-trochantérienne.....	42
Figure 20 – A : Coupe axiale d'IRM en séquence MAVRIC SL avec un épanchement articulaire et péri-trochantérien postérieur dont l'étendu se projette sur le territoire des parties molles postérieures mais dont l'aspect morphologique est en faveur d'un authentique volumineux épanchement intra-articulaire et péri-trochantérien postérieur. Épanchement bursal péri-trochantérien associé. B : coupe avec représentation des territoires péri-articulaires.....	43
Figure 21 – Coupes axiales d'IRM en séquence MAVRIC SL. A : pool d'épanchements antérieurs composé d'un épanchement intra-articulaire antérieur et d'un épanchement de la bourse iliopectinée. B : pool d'épanchements postérieurs composé d'un épanchement intra-articulaire postérieur, d'un épanchement péri-trochantérien, et d'un épanchement dans la bourse péri-trochantérienne.	44
Figure 22 – Flowchart. PTH : prothèse totale de hanche, CHU : centre hospitalier universitaire, Rx : radiographie, US : échographie, TDM : tomodensitométrie, IRM : imagerie par résonance magnétique	46
Figure 23 - Courbe ROC du volume seuil d'épanchement péri-prothétique entre les hanches symptomatiques et asymptomatiques.....	48
Figure 24- Taux d'épanchements selon leur volume et le délai de réalisation entre l'arthroplastie et l'IRM.....	48

Références

- [1] Pivec R, Johnson AJ, Mears SC, Mont MA. Hip arthroplasty. *The Lancet* 2012;380:1768–77. [https://doi.org/10.1016/S0140-6736\(12\)60607-2](https://doi.org/10.1016/S0140-6736(12)60607-2).
- [2] Wiles P. The surgery of the osteo-arthritic hip. *BJS Br J Surg* 1958;45:488–97. <https://doi.org/10.1002/bjs.18004519315>.
- [3] Singh JA. Epidemiology of Knee and Hip Arthroplasty: A Systematic Review. *Open Orthop J* 2011;5:80–5. <https://doi.org/10.2174/1874325001105010080>.
- [4] Actes techniques de la CCAM 2019. <https://www.ameli.fr/l-assurance-maladie/statistiques-et-publications/donnees-statistiques/actes-techniques-de-la-ccam.php> (accessed January 7, 2021).
- [5] Bozic KJ, Grosso LM, Lin Z, Parzynski CS, Suter LG, Krumholz HM, et al. Variation in hospital-level risk-standardized complication rates following elective primary total hip and knee arthroplasty. *J Bone Joint Surg Am* 2014;96:640–7. <https://doi.org/10.2106/JBJS.L.01639>.
- [6] Ben-Shlomo Y, Blom A, Boulton C, Brittain R, Clark E, Craig R, et al. The National Joint Registry 17th Annual Report 2020. London: National Joint Registry; 2020.
- [7] Caton J, Prudhon JL. Over 25 years survival after Charnley’s total hip arthroplasty. *Int Orthop* 2011;35:185–8. <https://doi.org/10.1007/s00264-010-1197-z>.
- [8] 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* 2013;99:263–71. <https://doi.org/10.1016/j.otsr.2013.01.005>.
- [9] Henderson RA, Lachiewicz PF. Groin pain after replacement of the hip: aetiology, evaluation and treatment. *J Bone Joint Surg Br* 2012;94:145–51. <https://doi.org/10.1302/0301-620X.94B2.27736>.
- [10] Rahman L, Hall-Craggs M, Muirhead-Allwood SK. Radiology of the resurfaced hip. *Skeletal Radiol* 2011;40:819–30. <https://doi.org/10.1007/s00256-010-1081-3>.
- [11] Khodarahmi I, Isaac A, Fishman EK, Dalili D, Fritz J. Metal About the Hip and Artifact Reduction Techniques: From Basic Concepts to Advanced Imaging. *Semin Musculoskelet Radiol* 2019;23:e68–81. <https://doi.org/10.1055/s-0039-1687898>.

- [12] Kretzschmar M, Nardo L, Han MM, Heilmeier U, Sam C, Joseph GB, et al. Metal artefact suppression at 3 T MRI: comparison of MAVRIC-SL with conventional fast spin echo sequences in patients with Hip joint arthroplasty. *Eur Radiol* 2015;25:2403–11. <https://doi.org/10.1007/s00330-015-3628-0>.
- [13] Gutierrez LB, Do BH, Gold GE, Hargreaves BA, Koch KM, Worters PW, et al. MR imaging near metallic implants using MAVRIC SL: initial clinical experience at 3T. *Acad Radiol* 2015;22:370–9. <https://doi.org/10.1016/j.acra.2014.09.010>.
- [14] Hayter CL, Koff MF, Shah P, Koch KM, Miller TT, Potter HG. MRI After Arthroplasty: Comparison of MAVRIC and Conventional Fast Spin-Echo Techniques. *Am J Roentgenol* 2011;197:W405–11. <https://doi.org/10.2214/AJR.11.6659>.
- [15] Siddiqui IA, Sabah SA, Satchithananda K, Lim AK, Cro S, Henckel J, et al. A comparison of the diagnostic accuracy of MARS MRI and ultrasound of the painful metal-on-metal hip arthroplasty. *Acta Orthop* 2014;85:375–82. <https://doi.org/10.3109/17453674.2014.908345>.
- [16] Beggs I, Bianchi S, Bueno A, Cohen M, Court-Payen M, Grainger A, et al. Musculoskeletal Ultrasound Technical Guidelines IV. Hip n.d.:7.
- [17] Kubein-Meesenburg D, Nägerl H, Fanghänel J. Elements of a general theory of joints. 1. Basic kinematic and static function of diarthrosis. *Anat Anz* 1990;170:301–8.
- [18] Cuéllar R, Ruiz-Ibán MA, Cuéllar A. Anatomy and Biomechanics of the Unstable Shoulder. *Open Orthop J* 2017;11:919–33. <https://doi.org/10.2174/1874325001711010919>.
- [19] Resnick DL, Kang HS, Pretterklieber ML. *Internal Derangements of Joints*. 2 édition. Philadelphia, Pa: W B Saunders Co Ltd; 2006.
- [20] Godefroy D, Chevrot A, Morvan G, Rousselin B, Sarazin L. Plain films of pelvis. *J Radiol* 2008;89:679–90; quiz 691. [https://doi.org/10.1016/s0221-0363\(08\)71503-8](https://doi.org/10.1016/s0221-0363(08)71503-8).
- [21] Struthers J. Demonstration of the Use of the Round Ligament of the Hip Joint. *Edinb Med J* 1858;4:434–42.
- [22] Monro A. *A description of all the Bursae mucosae of the human body*. Edinburgh : Elliot & Kay,; 1788. <https://doi.org/10.5962/bhl.title.119927>.
- [23] Woodley SJ, Mercer SR, Nicholson HD. Morphology of the bursae associated with the greater trochanter of the femur. *J Bone Joint Surg Am* 2008;90:284–94. <https://doi.org/10.2106/JBJS.G.00257>.
- [24] Canoso JJ, Stack MT, Brandt KD. Hyaluronic acid content of deep and subcutaneous

- bursae of man. *Ann Rheum Dis* 1983;42:171–5. <https://doi.org/10.1136/ard.42.2.171>.
- [25] Chandler SB. The iliopsoas bursa in man. *Anat Rec* 1934;58:235–40. <https://doi.org/10.1002/ar.1090580304>.
- [26] Tatu L, Parratte B, Vuillier F, Diop M, Monnier G. Descriptive anatomy of the femoral portion of the iliopsoas muscle. Anatomical basis of anterior snapping of the hip. *Surg Radiol Anat SRA* 2001;23:371–4. <https://doi.org/10.1007/s00276-001-0371-9>.
- [27] Kummer E. Un cas d'hygroma chronique de la bourse du psoas-iliaque ou ilio-pectinearionique dela bourse du psoas-iliaque ou ilio-pectinea. *Rev Medicale Suisse Romande* 1917;37.
- [28] Meaney JF, Cassar-Pullicino VN, Etherington R, Ritchie DA, McCall IW, Whitehouse GH. Ilio-psoas bursa enlargement. *Clin Radiol* 1992;45:161–8. [https://doi.org/10.1016/S0009-9260\(05\)80632-4](https://doi.org/10.1016/S0009-9260(05)80632-4).
- [29] Wunderbaldinger P, Bremer C, Schellenberger E, Cejna M, Turetschek K, Kainberger F. Imaging features of iliopsoas bursitis. *Eur Radiol* 2002;12:409–15. <https://doi.org/10.1007/s003300101041>.
- [30] Pfirrmann CW, Chung CB, Theumann NH, Trudell DJ, Resnick D. Greater trochanter of the hip: attachment of the abductor mechanism and a complex of three bursae--MR imaging and MR bursography in cadavers and MR imaging in asymptomatic volunteers. *Radiology* 2001;221:469–77. <https://doi.org/10.1148/radiol.2211001634>.
- [31] Williams BS, Cohen SP. Greater trochanteric pain syndrome: a review of anatomy, diagnosis and treatment. *Anesth Analg* 2009;108:1662–70. <https://doi.org/10.1213/ane.0b013e31819d6562>.
- [32] Moore AT. Metal hip joint; a new self-locking vitallium prosthesis. *South Med J* 1952;45:1015–9. <https://doi.org/10.1097/00007611-195211000-00001>.
- [33] McKee GK. The Norwich method of total hip replacement: development and main indications. *Ann R Coll Surg Engl* 1974;54:53–62.
- [34] Charnley J. Arthroplasty of the hip. A new operation. *Lancet Lond Engl* 1961;1:1129–32. [https://doi.org/10.1016/s0140-6736\(61\)92063-3](https://doi.org/10.1016/s0140-6736(61)92063-3).
- [35] Boutin P, Christel P, Dorlot JM, Meunier A, de Roquancourt A, Blanquaert D, et al. The use of dense alumina-alumina ceramic combination in total hip replacement. *J Biomed Mater Res* 1988;22:1203–32. <https://doi.org/10.1002/jbm.820221210>.
- [36] Hittinger M-C. Prothèses totale primaires de la hanche : évaluation du choix de la

prothèse et des techniques opératoires. Rapp ANAES 2001.

[37] 9th National Joint Registry 2012.

[38] Moerenhout K, Derome P, Laflamme GY, Leduc S, Gaspard HS, Benoit B. Direct anterior versus posterior approach for total hip arthroplasty: a multicentre, prospective, randomized clinical trial. *Can J Surg J Can Chir* 2020;63:E412–7.

[39] Higgins BT, Barlow DR, Heagerty NE, Lin TJ. Anterior vs. posterior approach for total hip arthroplasty, a systematic review and meta-analysis. *J Arthroplasty* 2015;30:419–34. <https://doi.org/10.1016/j.arth.2014.10.020>.

[40] Hou J-Z, Wu C-H, Zhou Y-J, Gu X-M, Feng W, Cheng Y-X, et al. A systematic review and meta-analysis of direct anterior approach versus posterior approach in total hip arthroplasty. *J Orthop Surg* 2018;13:229. <https://doi.org/10.1186/s13018-018-0929-4>.

[41] Miller LE, Kamath AF, Boettner F, Bhattacharyya SK. In-hospital outcomes with anterior versus posterior approaches in total hip arthroplasty: meta-analysis of randomized controlled trials. *J Pain Res* 2018;11:1327–34. <https://doi.org/10.2147/JPR.S166058>.

[42] Berstock JR, Blom AW, Beswick AD. A systematic review and meta-analysis of the standard versus mini-incision posterior approach to total hip arthroplasty. *J Arthroplasty* 2014;29:1970–82. <https://doi.org/10.1016/j.arth.2014.05.021>.

[43] Smith TO, Blake V, Hing CB. Minimally invasive versus conventional exposure for total hip arthroplasty: a systematic review and meta-analysis of clinical and radiological outcomes. *Int Orthop* 2011;35:173–84. <https://doi.org/10.1007/s00264-010-1075-8>.

[44] Xu C-P, Li X, Song J-Q, Cui Z, Yu B. Mini-Incision versus Standard Incision Total Hip Arthroplasty Regarding Surgical Outcomes: A Systematic Review and Meta-Analysis of Randomized Controlled Trials. *PLOS ONE* 2013;8:e80021. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0080021>.

[45] Masonis JL, Bourne RB. Surgical approach, abductor function, and total hip arthroplasty dislocation. *Clin Orthop* 2002;46–53. <https://doi.org/10.1097/00003086-200212000-00006>.

[46] Hardinge K. The direct lateral approach to the hip. *J Bone Joint Surg Br* 1982;64:17–9. <https://doi.org/10.1302/0301-620X.64B1.7068713>.

[47] Thomine JM, Duparc F, Dujardin F, Biga N. [Transgluteal approach to the hip by anterior hemimiotomy of the gluteus medius]. *Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot* 1999;85:520–5.

- [48] Rachbauer F, Kain MSH, Leunig M. The History of the Anterior Approach to the Hip. *Orthop Clin* 2009;40:311–20. <https://doi.org/10.1016/j.ocl.2009.02.007>.
- [49] Smith-Petersen MN, Larson CB. Complications of old fractures of the neck of the femur; results of treatment of vitallium-mold arthroplasty. *J Bone Joint Surg Am* 1947;29:41–8.
- [50] Grammatopoulos G, Pandit H, Glyn-Jones S, McLardy-Smith P, Gundle R, Whitwell D, et al. Optimal acetabular orientation for hip resurfacing. *J Bone Joint Surg Br* 2010;92:1072–8. <https://doi.org/10.1302/0301-620X.92B8.24194>.
- [51] Repères et Mesures en Imagerie Ostéoarticulaire. Elsevier; 2011. <https://doi.org/10.1016/B978-2-294-71283-8.X0001-8>.
- [52] Claus AM, Engh CA, Sychterz CJ, Xenos JS, Orishimo KF, Engh CA. Radiographic definition of pelvic osteolysis following total hip arthroplasty. *J Bone Joint Surg Am* 2003;85:1519–26. <https://doi.org/10.2106/00004623-200308000-00013>.
- [53] Charnley J, Cupic Z. The nine and ten year results of the low-friction arthroplasty of the hip. *Clin Orthop* 1973;9–25.
- [54] Pollock D, Sychterz CJ, Engh CA. A clinically practical method of manually assessing polyethylene liner thickness. *J Bone Joint Surg Am* 2001;83:1803–9. <https://doi.org/10.2106/00004623-200112000-00006>.
- [55] Bottner F, Su E, Nestor B, Azzis B, Sculco TP, Bostrom M. Radiostereometric Analysis: The Hip. *HSS J* 2005;1:94–9. <https://doi.org/10.1007/s11420-005-0114-2>.
- [56] Deshmukh S, Omar IM. Imaging of Hip Arthroplasties: Normal Findings and Hardware Complications. *Semin Musculoskelet Radiol* 2019;23:162–76. <https://doi.org/10.1055/s-0038-1677467>.
- [57] Walde TA, Weiland DE, Leung SB, Kitamura N, Sychterz CJ, Engh CAJ, et al. Comparison of CT, MRI, and Radiographs in Assessing Pelvic Osteolysis: A Cadaveric Study. *Clin Orthop Relat Res* 2005;437:138–44. <https://doi.org/10.1097/01.blo.0000164028.14504.46>.
- [58] Miller TT. Sonography of joint replacements. *Semin Musculoskelet Radiol* 2006;10:79–85. <https://doi.org/10.1055/s-2006-934218>.
- [59] Douis H, Dunlop DJ, Pearson AM, O'Hara JN, James SLJ. The role of ultrasound in the assessment of post-operative complications following hip arthroplasty. *Skeletal Radiol* 2012;41:1035–46. <https://doi.org/10.1007/s00256-012-1390-9>.

- [60] Sdao S, Orlandi D, Aliprandi A, Lacelli F, Sconfienza LM, Randelli F, et al. The role of ultrasonography in the assessment of peri-prosthetic hip complications. *J Ultrasound* 2015;18:245–50. <https://doi.org/10.1007/s40477-014-0107-4>.
- [61] Van Holsbeeck MT, Eycler WR, Sherman LS, Lombardi TJ, Mezger E, Verner JJ, et al. Detection of infection in loosened hip prostheses: efficacy of sonography. *Am J Roentgenol* 1994;163:381–4. <https://doi.org/10.2214/ajr.163.2.8037036>.
- [62] Aliprandi A, Sconfienza LM, Randelli F, Bandirali M, Di Leo G, Sardanelli F. Magnetic resonance imaging of painful total hip replacement: detection and characterisation of periprosthetic fluid collection and interobserver reproducibility. *Radiol Med (Torino)* 2012;117:85–95. <https://doi.org/10.1007/s11547-011-0706-5>.
- [63] Koff MF, Burge AJ, Potter HG. Clinical magnetic resonance imaging of arthroplasty at 1.5 T. *J Orthop Res Off Publ Orthop Res Soc* 2020;38:1455–64. <https://doi.org/10.1002/jor.24606>.
- [64] Khodarahmi I, Nittka M, Fritz J. Leaps in Technology: Advanced MR Imaging after Total Hip Arthroplasty. *Semin Musculoskelet Radiol* 2017;21:604–15. <https://doi.org/10.1055/s-0037-1606135>.
- [65] Jungmann PM, Agten CA, Pfirrmann CW, Sutter R. Advances in MRI around metal. *J Magn Reson Imaging JMRI* 2017;46:972–91. <https://doi.org/10.1002/jmri.25708>.
- [66] Choi S-J, Koch KM, Hargreaves BA, Stevens KJ, Gold GE. Metal artifact reduction with MAVRIC SL at 3-T MRI in patients with hip arthroplasty. *AJR Am J Roentgenol* 2015;204:140–7. <https://doi.org/10.2214/AJR.13.11785>.
- [67] Farahani K, Sinha U, Sinha S, Chiu LC, Lufkin RB. Effect of field strength on susceptibility artifacts in magnetic resonance imaging. *Comput Med Imaging Graph Off J Comput Med Imaging Soc* 1990;14:409–13. [https://doi.org/10.1016/0895-6111\(90\)90040-i](https://doi.org/10.1016/0895-6111(90)90040-i).
- [68] Dicuio M, Pomara G, Menchini Fabris F, Ales V, Dahlstrand C, Morelli G. Measurements of urinary bladder volume: comparison of five ultrasound calculation methods in volunteers. *Arch Ital Urol Androl Organo Uff Soc Ital Ecogr Urol E Nefrol* 2005;77:60–2.
- [69] Hvarness H, Skjoldbye B, Jakobsen H. Urinary Bladder Volume Measurements: Comparison of Three Ultrasound Calculation Methods. *Scand J Urol Nephrol* 2002;36:177–81. <https://doi.org/10.1080/003655902320131839>.
- [70] MacMahon PJ, Kennedy A-M, Murphy DT, Maher M, McNicholas MM. Modified prostate volume algorithm improves transrectal US volume estimation in men presenting for prostate brachytherapy. *Radiology* 2009;250:273–80.

<https://doi.org/10.1148/radiol.2501080290>.

[71] Schmidt WA, Schmidt H, Schicke B, Gromnica-Ihle E. Standard reference values for musculoskeletal ultrasonography. *Ann Rheum Dis* 2004;63:988–94. <https://doi.org/10.1136/ard.2003.015081>.

[72] Koski JM, Anttila PJ, Isomäki HA. Ultrasonography of the adult hip joint. *Scand J Rheumatol* 1989;18:113–7. <https://doi.org/10.3109/03009748909099926>.

[73] Földes K, Gaal M, Balint P, Nemenyi K, Kiss C, Balint GP, et al. Ultrasonography after hip arthroplasty. *Skeletal Radiol* 1992;21:297–9. <https://doi.org/10.1007/BF00241767>.

[74] Weybright PN, Jacobson JA, Murry KH, Lin J, Fessell DP, Jamadar DA, et al. Limited Effectiveness of Sonography in Revealing Hip Joint Effusion: Preliminary Results in 21 Adult Patients with Native and Postoperative Hips. *Am J Roentgenol* 2003;181:215–8. <https://doi.org/10.2214/ajr.181.1.1810215>.

[75] Potter HG, Nestor BJ, Sofka CM, Ho ST, Peters LE, Salvati EA. Magnetic resonance imaging after total hip arthroplasty: evaluation of periprosthetic soft tissue. *J Bone Joint Surg Am* 2004;86:1947–54. <https://doi.org/10.2106/00004623-200409000-00013>.

[76] Bremer AK, Kalberer F, Pfirrmann CWA, Dora C. Soft-tissue changes in hip abductor muscles and tendons after total hip replacement: comparison between the direct anterior and the transgluteal approaches. *J Bone Joint Surg Br* 2011;93:886–9. <https://doi.org/10.1302/0301-620X.93B7.25058>.

[77] Agten CA, Sutter R, Dora C, Pfirrmann CWA. MR imaging of soft tissue alterations after total hip arthroplasty: comparison of classic surgical approaches. *Eur Radiol* 2017;27:1312–21. <https://doi.org/10.1007/s00330-016-4455-7>.

[78] Briant-Evans TW, Lyle N, Barbur S, Hauptfleisch J, Amess R, Pearce AR, et al. A longitudinal study of MARS MRI scanning of soft-tissue lesions around metal-on-metal total hip arthroplasties and disease progression. *Bone Jt J* 2015;97-B:1328–37. <https://doi.org/10.1302/0301-620X.97B10.34131>.

[79] Steinbach LS, Schneider R, Goldman AB, Kazam E, Ranawat CS, Ghelman B. Bursae and abscess cavities communicating with the hip. Diagnosis using arthrography and CT. *Radiology* 1985;156:303–7. <https://doi.org/10.1148/radiology.156.2.4011891>.

[80] Carpenter DP. BURSITIS—OFTEN AN INEXACT DIAGNOSIS. *Calif Med* 1958;88:151–4.

[81] Gordon EJ. Trochanteric bursitis and tendinitis. *Clin Orthop* 1961;20:193–202.

- [82] Alvarez-Nemegyei J, Canoso JJ. Evidence-based soft tissue rheumatology: III: trochanteric bursitis. *J Clin Rheumatol Pract Rep Rheum Musculoskelet Dis* 2004;10:123–4. <https://doi.org/10.1097/01.rhu.0000129089.57719.16>.
- [83] Silva F, Adams T, Feinstein J, Arroyo RA. Trochanteric bursitis: refuting the myth of inflammation. *J Clin Rheumatol Pract Rep Rheum Musculoskelet Dis* 2008;14:82–6. <https://doi.org/10.1097/RHU.0b013e31816b4471>.
- [84] Bird PA, Oakley SP, Shnier R, Kirkham BW. Prospective evaluation of magnetic resonance imaging and physical examination findings in patients with greater trochanteric pain syndrome. *Arthritis Rheum* 2001;44:2138–45. [https://doi.org/10.1002/1529-0131\(200109\)44:9<2138::AID-ART367>3.0.CO;2-M](https://doi.org/10.1002/1529-0131(200109)44:9<2138::AID-ART367>3.0.CO;2-M).
- [85] Board TN, Hughes SJ, Freemont AJ. Trochanteric bursitis: the last great misnomer. *Hip Int J Clin Exp Res Hip Pathol Ther* 2014;24:610–5. <https://doi.org/10.5301/hipint.5000154>.
- [86] Klauser AS, Tagliafico A, Allen GM, Boutry N, Campbell R, Court-Payen M, et al. Clinical indications for musculoskeletal ultrasound: a Delphi-based consensus paper of the European Society of Musculoskeletal Radiology. *Eur Radiol* 2012;22:1140–8. <https://doi.org/10.1007/s00330-011-2356-3>.
- [87] Finnoff JT, Hall MM, Adams E, Berkoff D, Concoff AL, Dexter W, et al. American Medical Society for Sports Medicine (AMSSM) Position Statement: Interventional Musculoskeletal Ultrasound in Sports Medicine. *PM&R* 2015;7:151-168.e12. <https://doi.org/10.1016/j.pmrj.2015.01.003>.
- [88] Hoeber S, Aly A-R, Ashworth N, Rajasekaran S. Ultrasound-guided hip joint injections are more accurate than landmark-guided injections: a systematic review and meta-analysis. *Br J Sports Med* 2016;50:392–6. <https://doi.org/10.1136/bjsports-2014-094570>.
- [89] Lustenberger DP, Ng VY, Best TM, Ellis TJ. Efficacy of treatment of trochanteric bursitis: a systematic review. *Clin J Sport Med Off J Can Acad Sport Med* 2011;21:447–53. <https://doi.org/10.1097/JSM.0b013e318221299c>.

RÉSUMÉ

Incidence et topographie des épanchements et collections liquidiennes de la hanche prothétique en IRM avec séquence de réduction d'artéfacts métalliques MAVRIC SL

Objectif : Réaliser une cartographie volumique et topographique des lésions liquidiennes de hanche, chez des patients ayant bénéficié d'arthroplastie total de hanche, à partir d'IRM avec séquence de réduction d'artéfacts métalliques. Nos principales hypothèses étaient la prédominance postérieure de ces épanchements et l'important taux de communications entre eux, notamment chez les patients opérés par voie postéro-latérale de Moore.

Matériel et méthodes : Cette étude rétrospective a été approuvée par le comité d'éthique local. L'évaluation de la fréquence, de l'épaisseur, du volume, et de la topographie des lésions liquidiennes selon des territoires prédéfinis a été réalisée sur 103 hanches symptomatiques et 36 hanches asymptomatiques, soit 102 patients au total. Des analyses qualitatives et quantitatives ont permis de déterminer les topographies prédominantes, et leur éventuel rapport avec la voie d'abord utilisée, ainsi que le statut symptomatique ou non. La cartographie réalisée a permis de mettre en évidence des associations d'épanchements et d'évaluer leur éventuelle communication.

Résultats : Les hanches symptomatiques présentaient un taux d'épanchements d'au moins 5 cc de 55,3%, significativement supérieur à celui des hanches asymptomatiques ($p < 0,002$). Concernant les hanches opérées par voie postéro-latérale, les épanchements intra-articulaires postérieurs non isolés prédominaient avec un taux de 77% des épanchements ($p < 0,0001$). Le groupe des épanchements postérieurs, avec au moins une composante articulaire, était plus fréquent qu'en antérieur ($p < 0,0001$). Une communication avec la bourse péri-trochantérienne était significativement plus fréquente en postérieur ($p < 0,001$) avec 40% des épanchements de cette bourse qui communiquaient à l'articulation en postérieur.

Conclusion : Les épanchements prédominaient en postérieur chez les patients opérés par voie postéro-latérale, avec souvent une composante articulaire et une communication avec la bourse péri-trochantérienne fréquente.

Mots-clés : IRM, MAVRIC SL, épanchement, prothèse totale de hanche, bourse.

Incidence and topography assessment of effusions and fluid collections around the prosthetic hip using MRI metal artifacts reduction sequence MAVRIC SL

Objectives: Perform a volume and topographic mapping of the fluid lesions around the hips of patients who underwent a total hip arthroplasty using a MRI reduction metal artefacts sequence. Key assumptions were the posterior predominance of these effusions and the high rate of communications between them, especially in patients operated with Moore's posterolateral surgical approach.

Methods: This retrospective study was approved by the local ethics committee. Assessment of the frequency, thickness, volume, and topography of fluid lesions according to predefined territories was performed on 103 symptomatic hips and 36 asymptomatic hips, for a total of 102 patients. Qualitative and quantitative analyzes allowed us to determine the predominant topographies, and their possible relationship with surgical approach, as well as the symptomatic status. The cartography carried out highlighted associations of effusions and communications between them.

Results: Symptomatic hips had an effusion rate of 55.3%, significantly higher than in the asymptomatic hips ($p < 0.002$). Regarding the posterolateral surgical approach group, non-exclusive posterior intra-articular effusions predominated with a rate of 77% ($p < 0.0001$). The posterior effusion group, with at least one joint component, was more frequent than the anterior group ($p < 0.0001$). Communications with the peri-trochanteric bursa were significantly more frequent in the posterior territory ($p < 0.001$) with 40% of bursal effusions communicating with the posterior joint cavity.

Conclusion: Effusions prevailed posteriorly in patients who underwent a posterolateral surgical approach, and an articular component was frequent. These effusions often communicated with the peri-trochanteric bursa.

Key-words: MRI, MAVRIC SL, effusion, total hip arthroplasty, bursa