



**Rôle des Anomalies de transmission des contraintes
dans la pathogénèse des maladies fémoro-
acétabulaires.**

THÈSE EN SCIENCES

**Présentée et publiquement soutenue le 7 décembre 2016,
Par Monsieur le Docteur Matthieu Ollivier, né le 15 Mars 1984 à Aubagne
Pour obtenir le grade de Docteur es Sciences.
Ecole doctorale de Biomécanique.**

Membres du Jury de la Thèse :

Monsieur le Professeur Patrick Chabrand	Directeur
Monsieur le Professeur Jean-Noël Argenson	Co-Directeur
Monsieur le Professeur Olivier Gagey	Examineur
Monsieur le Professeur Sébastien Parratte	Examineur
Monsieur le Professeur Stéphane Boisgard	Examineur
Monsieur le Professeur Pascal Swider	Examineur

Table des matières.

Justification du projet de Thèse.....	3
Première partie : Ostéonécrose aseptique de la tête fémorale.....	5
I. Introduction.....	6
II. Etude anatomique descriptive.....	9
III. Etude anatomique analytique.....	20
IV. Discussion.....	28
V. Conclusion : Modèle explicatif par analyse en éléments finis.....	35
VI. Résumé de la première partie.....	41
 Deuxième partie : Labrum et conflit fémoro-acétabulaire.....	42
I. Introduction.....	43
II. Epidémiologie des lésions du labrum acétabulaire.....	53
III. Etude du comportement cinématique du labrum acétabulaire.....	61
IV. Effet de la résection du labrum sur les contraintes fémoro-acétabulaires....	68
V. Discussion.....	74
VI. Conclusion : Modèle explicatif par analyse en éléments finis.....	80
VII. Résumé de la seconde partie.....	91
 Références.....	92
Annexes.....	99

Justification du projet de Thèse.

Les pathologies de la hanche qu'elles soient d'origine dégénérative ou acquise sont extrêmement handicapantes pour nos patients. Si les techniques chirurgicales ont bien évolué au cours des 20 dernières années, la compréhension des mécanismes sous-jacents au développement des pathologies que nous traitons n'est pas encore complète. Le traitement préventif de ces pathologies passe nécessairement par l'identification des processus innés ou acquis conduisant à l'apparition et l'aggravation des phénomènes compromettant la perfection articulaire. Au sein de ces facteurs, l'anatomie osseuse et/ou articulaire influence les conditions biomécaniques locales. Les rapports entre les pièces osseuses et les éléments articulaires déterminent la transmission des contraintes entre ces derniers et les anatomies « anormales » conduisent à des transmissions moins homogènes et moins « physiologiques ». Dans le cadre de ce travail de thèse nous nous sommes intéressés en deux parties distinctes mais complémentaires à deux pathologies fémoro-acétabulaires dont le développement semble lié aux « conditions mécaniques » articulaires.

La première partie de cette thèse est consacrée à l'analyse de l'influence de la position du fémur proximal et du bassin sur l'apparition et l'aggravation de l'ostéonécrose aseptique (ONA) de la tête fémorale. Cette pathologie est considérée comme idiopathique (ONAi) (NDRL : sans cause), dans 30% des cas. Deux grandes théories (vasculaire et mécanique) sont en partie expliquées par une potentielle origine anatomique/mécanique. Nous avons tenté d'étayer ces théories par l'analyse « très descriptive » de l'anatomie préopératoire des patients porteurs d'une prothèse totale de hanche et l'analyse « appariée » de l'anatomie préopératoire des patients souffrant d'ONAi. Notre hypothèse était que nous retrouverions un profil anatomique particulier chez les patients souffrant d'ONA par rapport aux autres patients recevant une prothèse totale de hanche (souffrant de coxarthrose par exemple) mais aussi par rapport à la population générale (patients indemnes de pathologies fémoro-acétabulaires). Un

modèle explicatif en éléments finis a permis d'imager cette théorie mécanique et sera présenté en conclusion de cette partie.

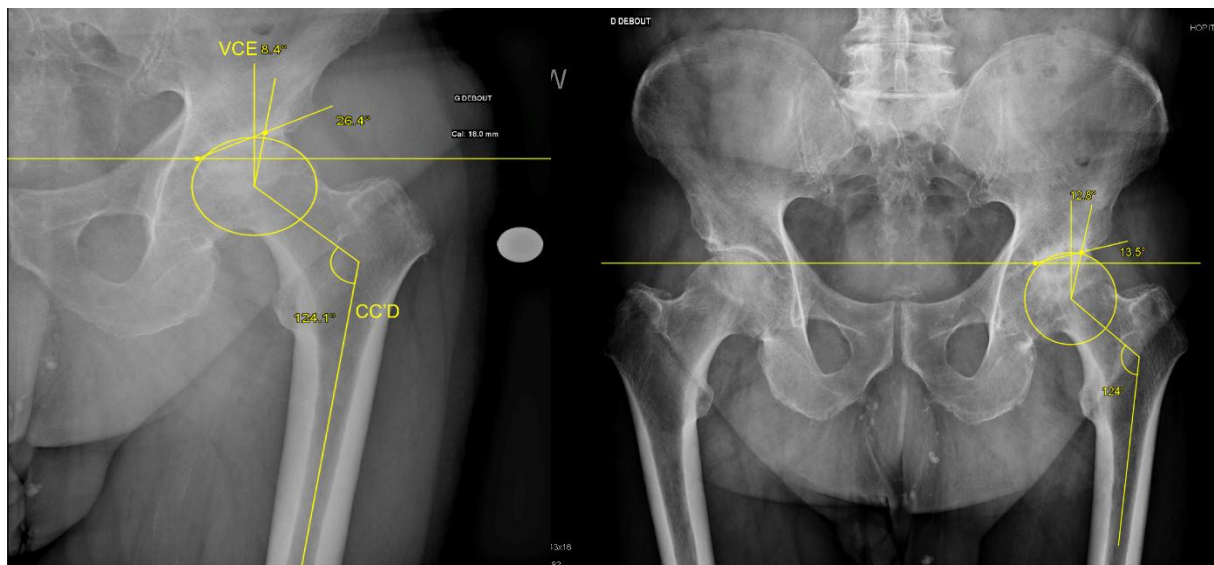
Si la relation anatomie osseuse/pathologie osseuse est assez intuitive, l'implication du labrum acétabulaire (LA) dans la régulation des conditions mécaniques fémoro-acétabulaires est moins claire. Le rôle mécanique du LA est largement controversé, si certains auteurs lui attribuent un rôle clef dans la mécanique de la hanche, d'autre préconise sa résection complète de ce dernier en cas d'atteinte traumatique douloureuse. L'analyse de la fonction mécanique du LA est l'objet de la seconde partie de cette thèse. Après avoir évalué l'épidémiologie des lésions labrales chez les patients souffrant de conflit fémoro-acétabulaire, nous avons opté pour une stratégie d'évaluation multimodale de la mécanique labrale impliquant une analyse de sa cinématique lors du mouvement, une analyse par capteurs piezo-résistifs des contraintes fémoro-labiales et enfin une analyse en éléments finis.

PREMIERE PARTIE :

**ANALYSE DES RELATIONS ENTRE ANATOMIE OSSEUSE,
MECANIQUE ARTICULAIRE ET DEVELOPPEMENT DE
L'OSTEONECROSE ASEPTIQUE DE LA TETE FEMORALE.**

I. Introduction.

L'ostéonécrose aseptique de la tête fémorale (ONA) est une pathologie multifactorielle. Une grande variété d'étiologies comme la consommation massive d'alcool, les dyslipidémies, l'hypercorticisme, les troubles de la crase sanguine ou les pathologies thromboemboliques ont été proposées comme responsables de cette maladie. Dans tous les cas, une anomalie de la perfusion de la tête fémorale combinant une agrégation plaquettaire et une coagulation intravasculaire est retrouvée(1,2). Dans 30% des cas environ, malgré une recherche bien menée des facteurs de risque connus, aucune étiologie sous-jacente n'est retrouvée et la pathologie est considérée comme idiopathique (ONAi) (3,4). En conséquence, au développement de cette maladie, une partie de la tête fémorale nécrose, conduisant à la perte du tissu sous-chondral, à l'effondrement de la tête fémorale et à la perte de sa sphéricité (4).



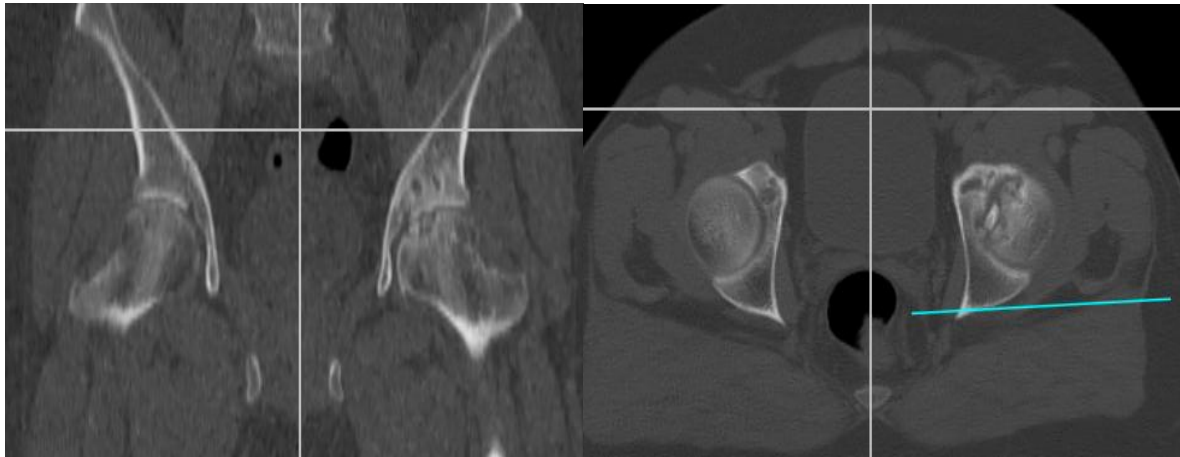


Figure 1 : Exemple d'un patient de 51ans souffrant d'ostéonécrose aseptique idiopathique de la tête fémorale avec arthrose secondaire (Grade 4 de Ficat) : Radiographie préopératoire avec Coxométrie et vue tomodensitométrique en coupe native et frontale.

Les patients souffrant d'ONA sont en général des hommes dans leurs troisième, quatrième et cinquième décades (2). Cette pathologie est aujourd'hui responsable de la pose de 5 à 10% des prothèses totales de hanche primaires (4).

L'articulation de la hanche supporte le poids de la partie supérieure du corps et transmet cette charge aux membres inférieurs lors de la locomotion (5). La contrainte résultante dans l'articulation de la hanche est d'environ 3 fois le poids total du corps au cours de la marche normale (5). Une étude expérimentale (modèle animal) d'ostéonécrose fémorale a démontré que cette contrainte conduisait à une perturbation de la perfusion des vaisseaux rétinaculaires qui alimentent en sang la tête fémorale (6).

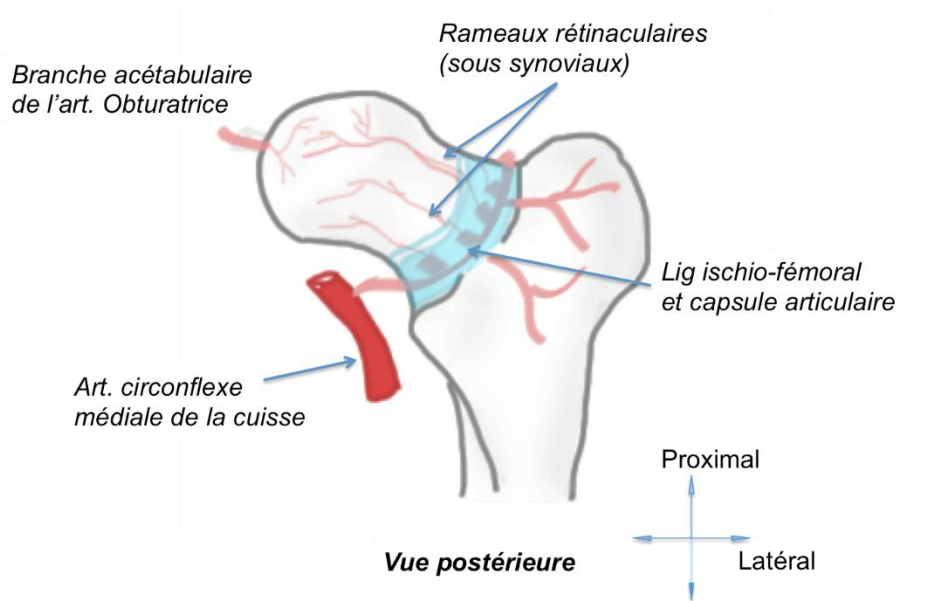


Figure 2 : Vue postérieure de la vascularisation de la tête fémorale.

Cette altération pouvant causer des dommages ischémiques dans les tissus sous-chondraux, et, en cas de lésions répétées/étendues conduire à une ONA chez les spécimens de l'étude [6].

Par conséquent, la mise en charge, en tant que cause de l'ischémie, peut contribuer directement au développement des ONA ou peut augmenter secondairement les conséquences d'un phénomène ischémique au niveau de la tête fémorale (7).

La transmission de la charge à l'intérieur de la hanche étant profondément liée à l'anatomie des pièces osseuses impliquées [8], les anomalies morphologiques du fémur proximal et de l'acetabulum pourraient conduire à des contraintes anormales, et ainsi à une d'ischémie sous-chondrale.

Notre hypothèse dans ce travail était que des facteurs anatomiques pourraient jouer un rôle dans la survenue de l'ostéonécrose aseptique de la tête du fémur.

Pour vérifier cette hypothèse il convenait de réaliser deux études successives, la première se voulait très descriptive et avait pour objectif d'analyser l'anatomie fémorale des patients souffrant d'ostéonécrose idiopathique ou secondaire et de comparer cette dernière à une population de patients souffrant de coxarthrose.

La seconde plus analytique se proposait d'évaluer l'anatomie de la hanche dans une population de patients souffrant d'ostéonécrose aseptique idiopathique afin de mettre en évidence l'existence d'anomalies anatomiques associées à cette pathologie sur la base d'une étude cas/témoins appariés.

II. Etude anatomique descriptive.

a. Matériel et Méthodes.

A partir d'une base de données prospective recueillie entre 2000 et 2005, une étude transversale a identifié 689 patients qui répondaient aux critères d'inclusion. Les critères d'inclusion étaient : patients caucasiens âgés de 18-85 ans au moment de la chirurgie, PTH unilatérale pour ONA ou coxarthrose primitive. Les Critères d'exclusion étaient : existence d'un antécédent traumatique ou d'un cancer de la région inguinale, d'une dysplasie de hanche, d'une PTH préalable, les patients d'origine asiatique ou africaine, ou ceux présentant des pathologies musculo-squelettiques ou générales pouvant influencer l'anatomie de la hanche ont également été exclus. Avant la chirurgie, tous les patients avaient une tomodensitométrie de la hanche considérée, ainsi que radiographies du bassin de face et de profil, enfin une télémétrie des deux membres inférieurs était réalisée. L'échantillon comprenait 371 hommes et 318 femmes. L'âge moyen des patients était de $60,9 \pm 9,5$ ans (extrêmes, 25 à 85 ans), et l'IMC moyen de la série était de 25 ± 3 kg/m². Sur les 689 patients inclus, 360 souffraient d'arthrose primaire et 329 d'ONA. Tous les patients ont consenti à une utilisation anonyme de leurs données cliniques et radiographiques pour l'étude et le protocole d'étude a été approuvé par le comité d'éthique local.

Examen radiographique.

Les radiographies préopératoires étaient réalisées en charge avec une position standard pour les patients (appui bipodal, genoux en extension maximale, et les pieds en rotation neutre).

Sur la télémétrie des deux membres inférieurs deux chirurgien indépendant ont analysé: la largeur du bassin (définie comme la distance entre les deux épines iliaques antéro-supérieures), la longueur totale du fémur (définie comme étant la distance entre les plus partie proximale de la tête fémorale et le centre de l'échancrure du genou) la longueur totale du tibia (définie comme la distance entre le point le plus proximal des épines et le centre de l'interligne tibio-talienne). La longueur totale du membre inférieur a été définie comme étant la somme de la longueur du fémur et du tibia. La TDM préopératoire comprenait des coupes tous les 2 mm du toit du cotyle au petit trochanter et tous les 10 mm du petit trochanter à l'isthme fémoral. Trois coupes horizontales étaient nécessaires pour analyser la version du col fémoral (l'une passant par le pied dans l'axe du deuxième métatarsien, la seconde par le genou au niveau de l'axe bicondylien et la dernière passant par le grand axe du col fémoral entre les deux trochanters) (8–10). Sur cette évaluation CT deux observateurs indépendants ont mesuré: 1) l'offset fémoral (distance mesurée sur la perpendiculaire entre deux droites parallèles : l'axe de diaphyse et sa projection passant au niveau du centre de la tête fémorale), 2) la version du col du fémur, 3) l'Héltorsion fémorale (angle entre l'axe Héltorsion du fémur supérieur et le plan bicondylien) et 4), l'angle CC'D ou neck-shaft-angle (NSA) selon une méthode précédemment décrite (8–10).

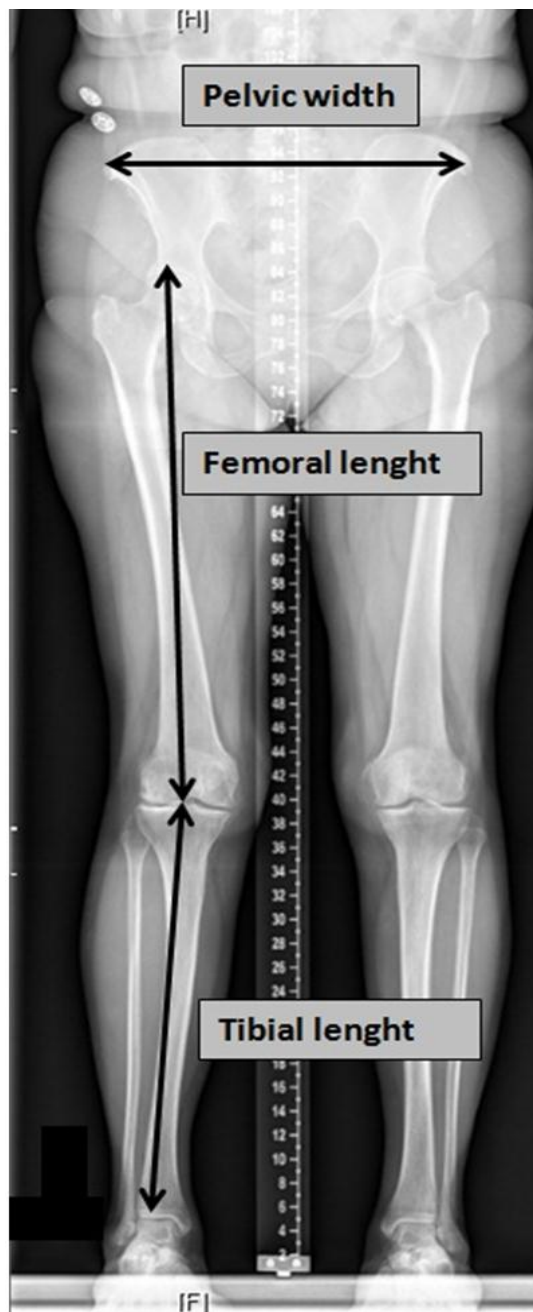


Figure 3 : Mesures réalisées sur les télémétries préopératoires.

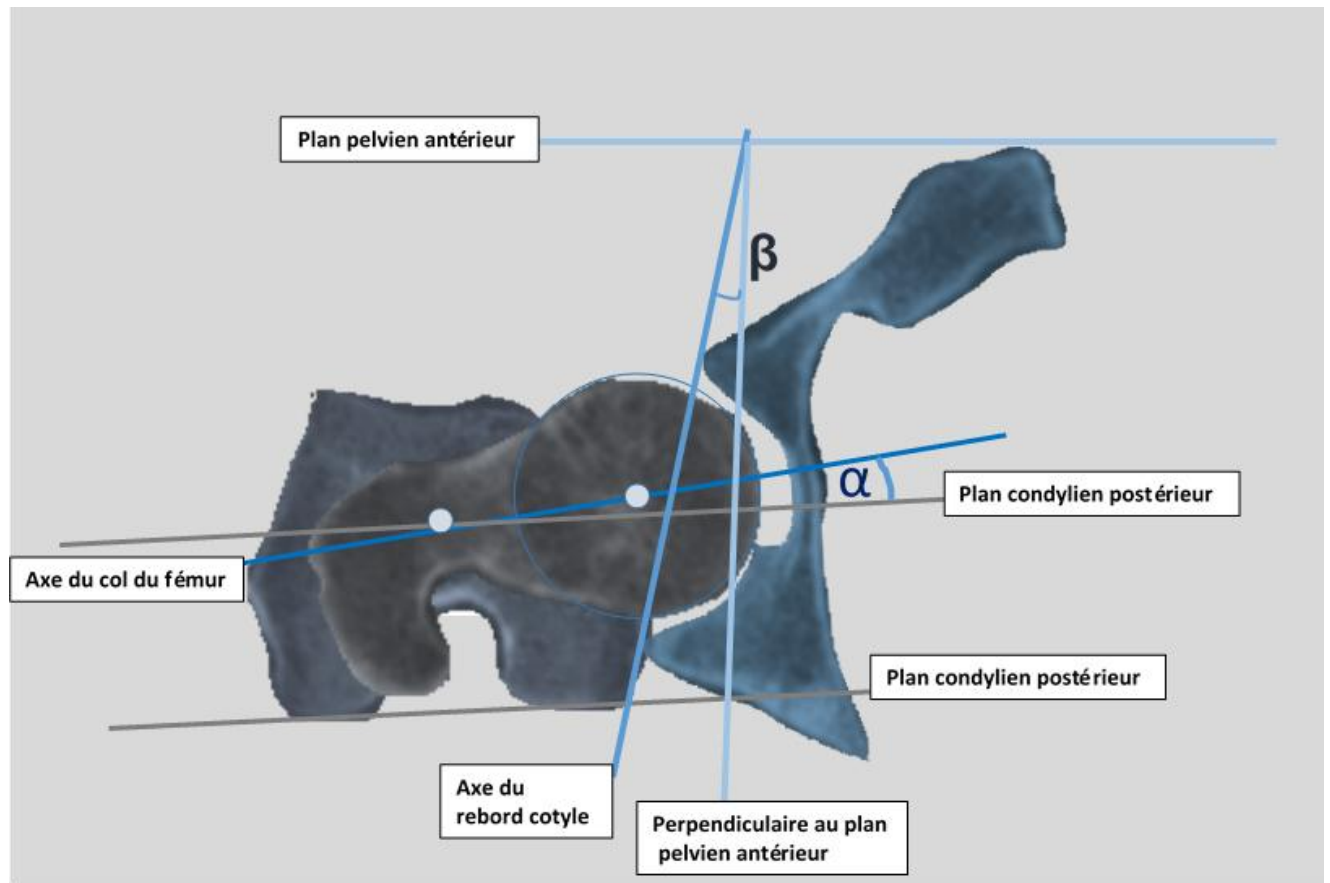


Figure 4. Paramètres d'intérêts radiologiques de notre étude, présentés sur des coupes tomodensitométriques natives superposées.

α : Version fémorale (FV)

β : Version acétabulaire (AV)

Le morphotype des patients a été déterminé (11) par le rapport: la largeur du bassin / longueur de jambe totale selon une méthode précédemment publiée. Les morphotypes ont classiquement été classés comme endomorphe, mésomorphe ou ectomorphe en fonction de la forme et la composition de corps. Selon cette méthode nous avons défini les patients ayant un ratio élevé *largeur du bassin / longueur des jambes* comme endomorphe, les patients avec un

ratio intermédiaire comme mésomorphe, et les patients avec un ratio faible comme ectomorphe (bassin étroit / jambes longues).

Les patients ont été classés selon les tertiles des ratios: les 33% des patients avec le ratio le plus élevé ont été considérés comme endomorphe, les 33% des patients avec le ratio le plus faible que ectomorphe, et les 33% intermédiaires comme mésomorphe.

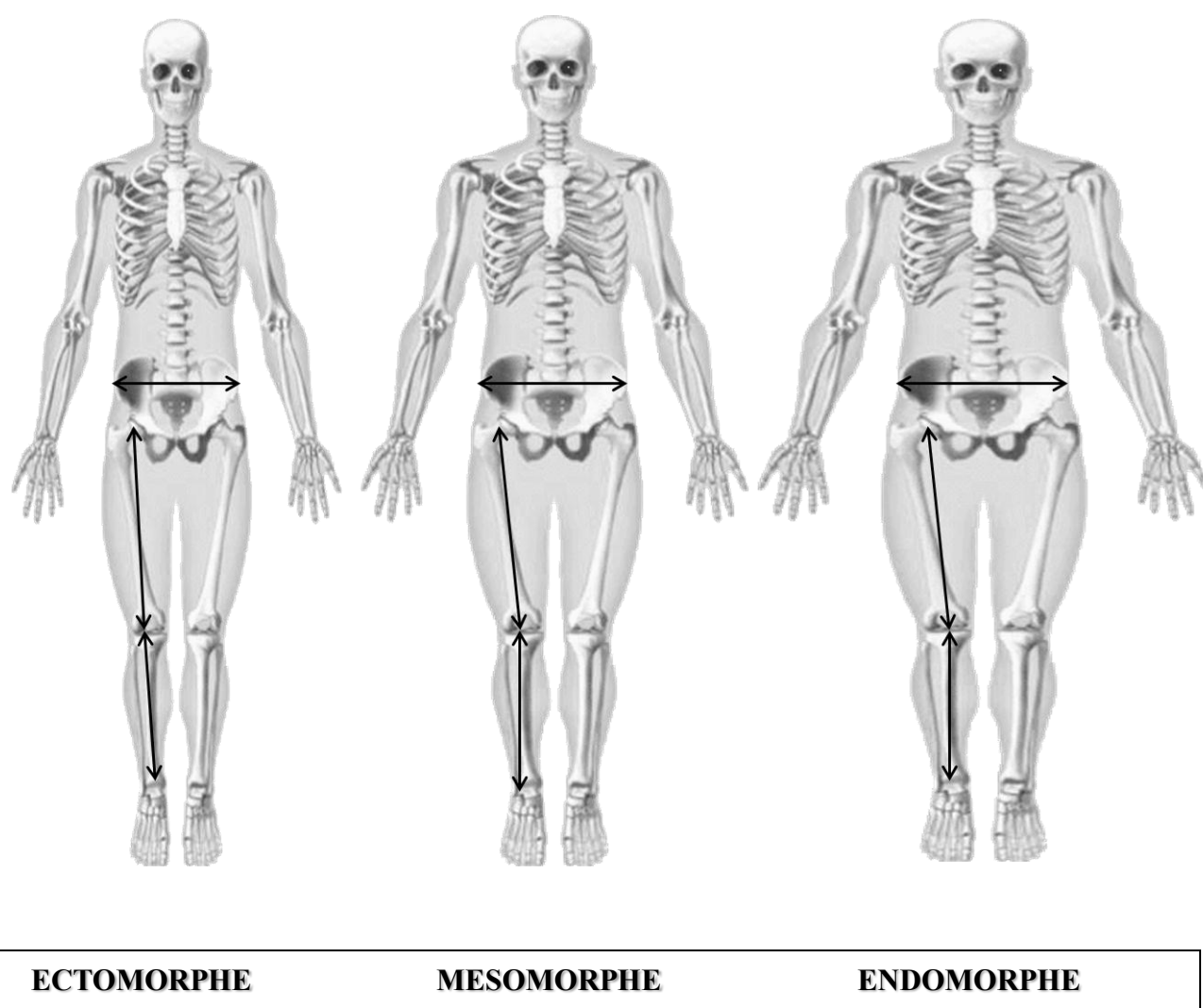


Figure 5 : Classification des patients en différents types de morphotypes selon la méthode de Heath (11).

Analyse statistique

Le calcul de puissance de notre protocole a été réalisé sur la base d'une évaluation de différences de plus de 3° entre les groupes pour l'angle CC'D, pour un angle CC'D moyen rapporté de 129,2 +/- 7.8 [10], $\alpha = 0,05$, et une puissance de $1-\beta = 0,95$; 143 sujets par groupe seraient nécessaires pour détecter cette différence de 3 °. La reproductibilité des analyses radiographiques a été analysée par un test de Bland et Atlman (12). Pour analyser l'effet du sexe, de l'âge, de l'IMC, du morphotype et de l'étiologie sous-jacente sur la forme du fémur proximal un modèle de régressions multiples a été utilisé. Des tests Chi-2 ont été utilisés pour comparer les variables qualitatives, des tests de student et des tests de Levenne ont été utilisés pour comparer les variables quantitatives (sexe, étiologie). Une analyse de variance a été utilisée pour comparer des variables quantitatives dans les trois groupes de morphotypes. Une analyse multiple de variance (test MANOVA) était prévue pour les facteurs significativement associés à l'anatomie de la hanche à hauteur de $p < 0,2$ dans l'analyse univariée. Cette analyse avait pour objectif de déterminer le caractère indépendant de chaque facteur (IMC, Étiologie, Sexe) vis-à-vis des paramètres anatomiques. Lors de cette analyse nous avons également inclus le ratio largeur du bassin / longueur des jambes pour contrôler le caractère confondant de cette variable définissant les morphotypes mais directement liée aux caractéristiques anatomiques (taille du bassin et du fémur). L'analyse a été réalisée à l'aide du logiciel SPSS (version 12, SPSS Inc, Chicago, IL, USA). Tous les calculs supposaient des effets bilatéraux.

b. Résultats

L'étude de reproductibilité de nos mesures a montré une faible variation intra-observateur avec une différence moyenne dans la mesure du ratio largeur du bassin/longueur des jambes de 13 ± 8 mm, la reproductibilité inter-observateurs était également satisfaisante (11 ± 7 mm). L'évaluation des mesures TDM retrouvait une bonne reproductibilité intra et inter-observateur de tous les paramètres d'intérêt, tels que présentés dans le tableau 1.

Paramètres radiologiques	CC'D (°)	VC (°)	FO (mm)	HT (°)
Intra-observateur	$1.1 \pm 0.2^\circ$	$0.5 \pm 0.2^\circ$	1.9 ± 2.1 mm	$3.1 \pm 2.6^\circ$
Inter-observateur	$1.5 \pm 0.3^\circ$	$0.8 \pm 0.5^\circ$	2.3 ± 1.2 mm	$3.8 \pm 3.5^\circ$

Tableau 1: Résultat de l'analyse de Bland and Altman pour l'analyse TDM.
Différence moyenne $\pm$ écart-type entre deux observations.

CC'D : Angle d'inclinaison du col fémoral

VC° : version du col fémoral

HT° : Hélistorsion du col fémoral

FO : Femoral offset

Concernant notre objectif principal, l'étiologie sous-jacente influençait l'anatomie de la hanche: les patients opérés pour coxarthrose avaient comparativement aux patients souffrant d'ONA un angle CC'D plus élevé ($130,3^\circ \pm 5,7$ par rapport à $127,3 \pm 5,1$ $p < 0,0001$), une VC inférieure ($17,9^\circ \pm 8,1$ par rapport à $24,5 \pm 7,8$ $p < 0,0001$) et un FO inférieur ($19,9$ mm $\pm 3,7$ par rapport $21,9$ mm $\pm 7,8$ $p < 0,0001$) par rapport aux patients souffrant d'ONA.

Dans le cadre de notre analyse univariée, de nos critères secondaires, nous n'avons pas retrouvé de différence anatomique selon le sexe avec respectivement pour les hommes et les

femmes CC'D= $130^{\circ} \pm 5,4$ par rapport à $129,5^{\circ} \pm 5,6$ ($p = 0,29$), version du col du fémur (VC) $20,9^{\circ} \pm 8,3$ par rapport à $21,9^{\circ} \pm 8,6$ ($p = 0,13$), offset fémoral (FO) $20,9 \text{ mm} \pm 3,9$ par rapport $20,7 \text{ mm} \pm 3,9$ ($p = 0,5$) et hélistorsion (Ht) $24,6^{\circ} \pm 13,6$ pour les hommes et $24,7^{\circ} \pm 12,9$ pour les femmes ($p = 0,9$).

Les patients endomorphes avaient dans l'analyse univariée un CC'D inférieur ($p = 0,02$), une VC supérieure ($p = 0,007$) et un offset fémoral plus important ($p = 0,001$) par rapport aux patients Ectomorphes. Ces résultats sont présentés dans le tableau 2.

Paramètres anatomiques	ENDOMORPHE	MESOMORPHE	ECTOMORPHE	p
CC'D °	128.9° +/- 5.1	130° +/- 5.9	130.3° +/-5.6	0.02
VC °	22° +/- 8.8	21.5° +/- 7.5	19.6° +/-8.8	0.007
Femoral Offset (mm)	21.6 +/- 3.7	20.7 +/- 4	20.2 +/-3.8	0.001
HT °	25.5° +/- 14	23.8° +/- 14.5	24.3° +/-11.1	0.38
Moyenne +/- Ecart-type. p considerate as significant if <0.05				

Tableau 2. Résultats de l'analyse univariée concernant les morphotypes.

CC'D : angle d'inclinaison du col fémoral

VC° : version du col fémoral

HT° : Hélistorsion du col fémoral

FO : Femoral offset

Notre analyse multivariée a mis en évidence une influence forte et indépendante de la pathologie sous-jacente et du morphotype sur l'anatomie de la hanche. En revanche le sexe, l'âge et l'IMC des patients ne semblaient pas influencer l'anatomie de hanche. Les résultats complets de cette analyse multivariée (y compris le calcul du coefficient de détermination) sont présentés le tableau 3.

PARAMETRES D'INTERETS	PARAMETRES ANATOMIQUES	p	R ²	Det. Coeff (%)
Morphotype	CC'D	0.0266		
	VC	0.041		
	fémoral Offset	0.006		
	HT	<i>0.538</i>		
Etiologies	CC'D	0.0001		
	VC	0.0001		
	fémoral Offset	0.0001		
	HT	<i>0.181</i>		
Ratio LB/LJ	CC'D	0.033	0.16	8%
	VC	0.033	0.11	5%
	fémoral Offset	0.031	0.11	5%
	HT	<i>0.773</i>	<i>0.04</i>	<1%
IMC	CC'D	<i>0.404</i>	<i>0.014</i>	<1%
	VC	<i>0.46</i>	<i>0.010</i>	<1%
	fémoral Offset	<i>0.865</i>	<i>0.03</i>	<1%
	HT	<i>0.272</i>	<i>0.04</i>	<1%

Tableau 3. Résultats de l'analyse multivariée.
Ratio LB/LJ : Largeur du bassin /Longueur des jambes
CC'D : angle d'inclinaison du col fémoral
VC° : version du col fémoral
HT° : Hélictorsion du col fémoral
FO : Femoral offset

Selon nos résultats de l'analyse de sous-groupe (basées sur la combinaison de trois morphotypes et deux étiologies) deux profils de patients ont été identifiés comme étant «à risque» pour une anatomie anormale au moment de la PTH: 1)les patients endomorphes souffrant d'ONA (CC'D = 125,8 +/- 11°, VC = 22,8 +/- 8,7°, FO = 21,2 +/- 3,9mm, HT =

20,8 +/- 14°) et 2) les patients ectomorphes souffrant de coxarthrose primitive de la hanche (CC'D = 130,9 +/- 5,8° , VC = 16,5 +/- 8°, FO = 18,7 +/- 3,5mm, HT = 17,8 +/- 10,2°). Les résultats complets de cette analyse de sous-groupes sont présentés Tableau 4.

Les figures 6 et 7 illustrent l'influence de l'étiologie et du morphotype sur l'anatomie fémorale proximale au moment de la chirurgie.

Tableau 4. Résultats de l'analyse univariée dans les six sous-groupes.
FO : Femoral offset

	Etiologie	IMC	Sexe	Ratio LB/LJ	CC'D	VC	Fem Offset	HT
EndoM	136 ONA	26.17 +/- 2.13	61% male 49% Fem	0.69 +/-0.03	126.68 +/-4.28	23 .12 +/- 8.81	21.42 +/-3.76	20.75 +/-14.24
	96 OA	26.96 +/-3.57	30% male 70% fem	0.68 +/-0.02	130.46 +/-5.29	18.60 +/- 8.51	19.07 +/-3.77	20.97 +/-10.33
	p< 0.01	ns	p< 0.01	ns	p<0.00 1	p<0.00 1	p<0.001	ns
	118 ONA	26.11 +/-1 .71	55% male 45% Fem	0.63 +/-0.01	128.25 +/-5.29	24.80 +/-6.40	20.76 +/-4.02	19.96 +/-16.57
MesoM	114 OA	25.42 +/-3.57	41% male 59% female	0.63 +/-0.01	130.73 +/-6.43	16.52 +/-7.46	18.52 +/-3.69	18.78 +/-7.9
	Ns	ns	p< 0.01	ns	p<0.00 1	p<0.00 1	p<0.001	ns
EctoM	78 ONA	25.88 +/-1.51	51% male 49% fem	0.57 +/-0.03	128.75 +/-5.44	23.54 +/-8.06	19.79 +/-4.48	23.32 +/-11.35
	152 OA	25.13 +/-3.31	38% male 62% fem	0.58 +/-0.02	130.91 +/-5.83	16.55 +/-8.05	18.74 +/-3.53	17.81 +/-10.27
	p< 0.01	ns	p< 0.01	ns	p<0.00 1	p<0.00 1	p<0.001	ns

OA : Coxarthrose

Ratio LB/LJ : Largeur du bassin /Longueur des jambes

CC'D : angle d'inclinaison du col fémoral

VC° : version du col fémoral

HT° : Hélitorsion du col fémoral

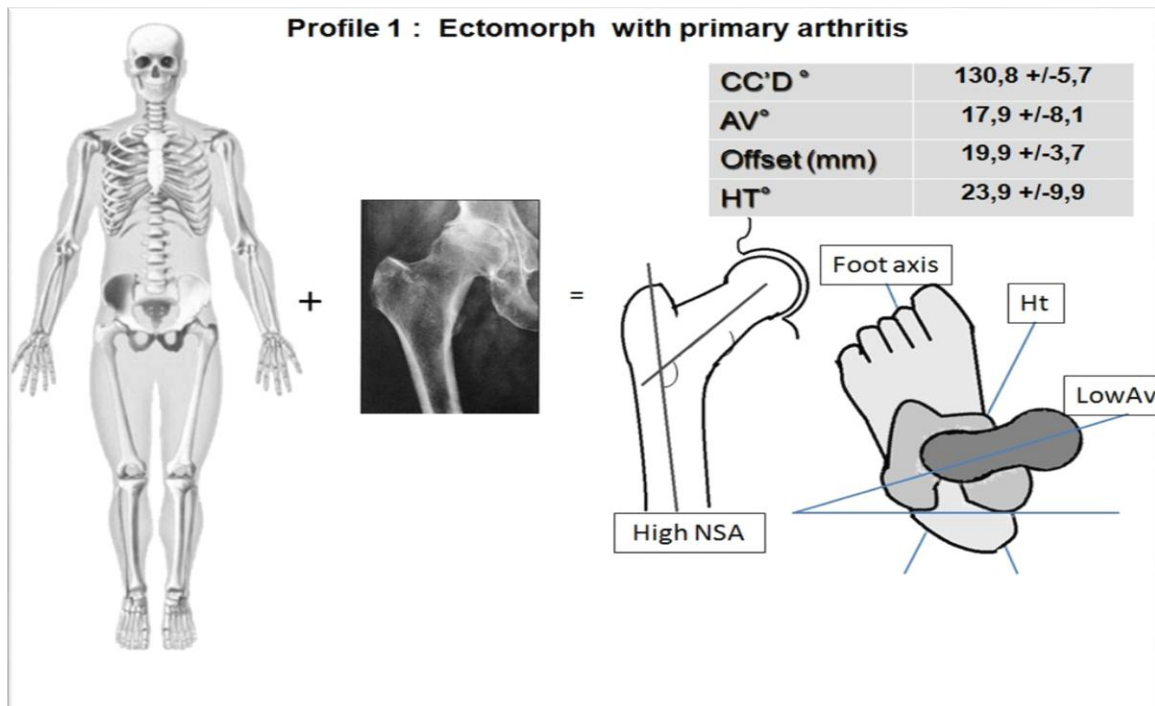


Figure 6 : Exemple d'un patient ectomorphe souffrant de coxarthrose primitive de la hanche avec un profil d'anatomique particulier.

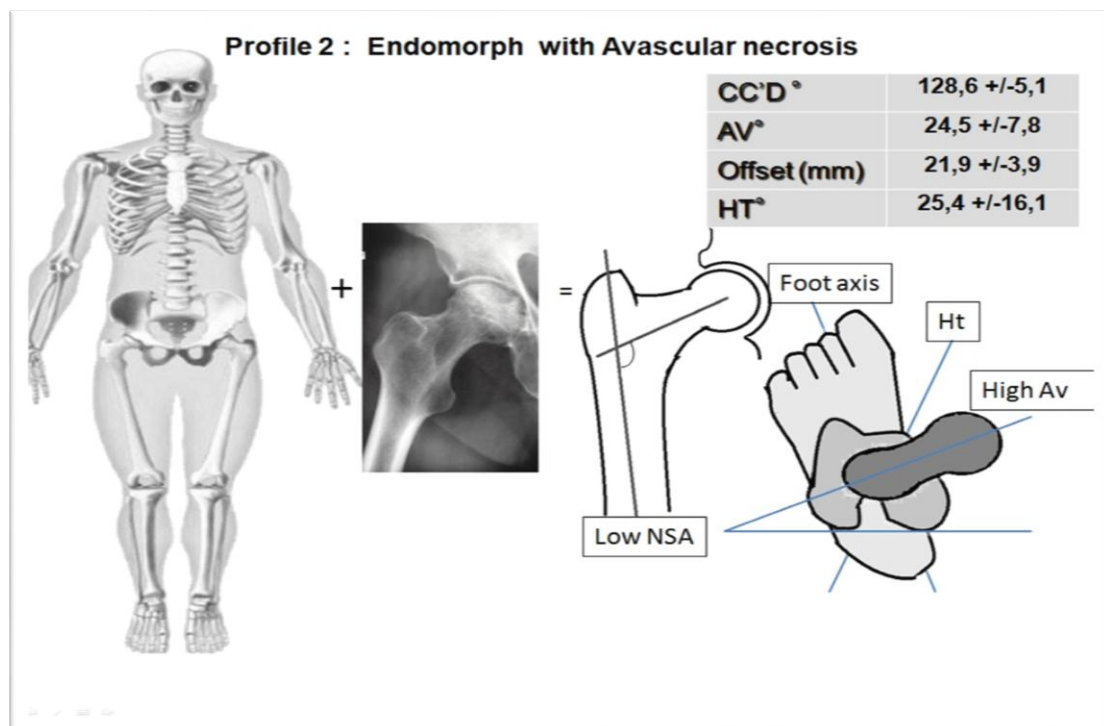


Figure 7 : Exemple d'un patient endomorphe souffrant d'ONA de la hanche avec un profil anatomique particulier.

III. Etude anatomique analytique.

a. Matériel et méthodes

A partir d'une base de données recueillies prospectivement entre 2007 et 2012, comprenant 2584 patients bénéficiant d'une arthroplastie totale de hanche de première intention dans notre département, une étude transversale a identifié 90 patients qui répondaient aux critères d'inclusion suivant: âge 18-70 ans au moment de la chirurgie; Patients avec indication de PTH *unilatérale* pour ostéonécrose aseptique idiopathique *unilatérale* de la tête fémorale. Les critères d'exclusion des patients étaient: présence chez le patient de facteurs de risque connus d'ostéonécrose de la tête fémorale secondaire (l'annexe 1 fourni la liste des facteurs de risques considérés comme critères d'exclusion). Les ostéonécroses bilatérales et les antécédents chirurgicaux des hanches et/ou des genoux étaient également des critères d'exclusion. Avant la chirurgie, tous les patients bénéficiaient de la réalisation d'un TDM des membres inférieurs, selon une technique standardisée, effectué dans notre protocole préopératoire de routine (8–10). Tous les patients cas ont été appariés pour le sexe, l'âge (± 4 ans) et l'IMC ($\pm 3\text{kg.m}^{-2}$) avec deux témoins provenant d'une population de patients se présentant dans notre service de radiologie pour une évaluation TDM des membres inférieurs (pelvis-pieds) pour une raison ne relevant pas d'une pathologie osseuse ou articulaire. Les mêmes critères d'inclusion (présence d'ONAi exceptée) et d'exclusion ont été vérifiés pour les patients témoins. Nous avons randomisé l'inclusion des patients du groupe témoin par appariement de la date de leur TDM avec le jour de la chirurgie des patients cas (± 1 mois).

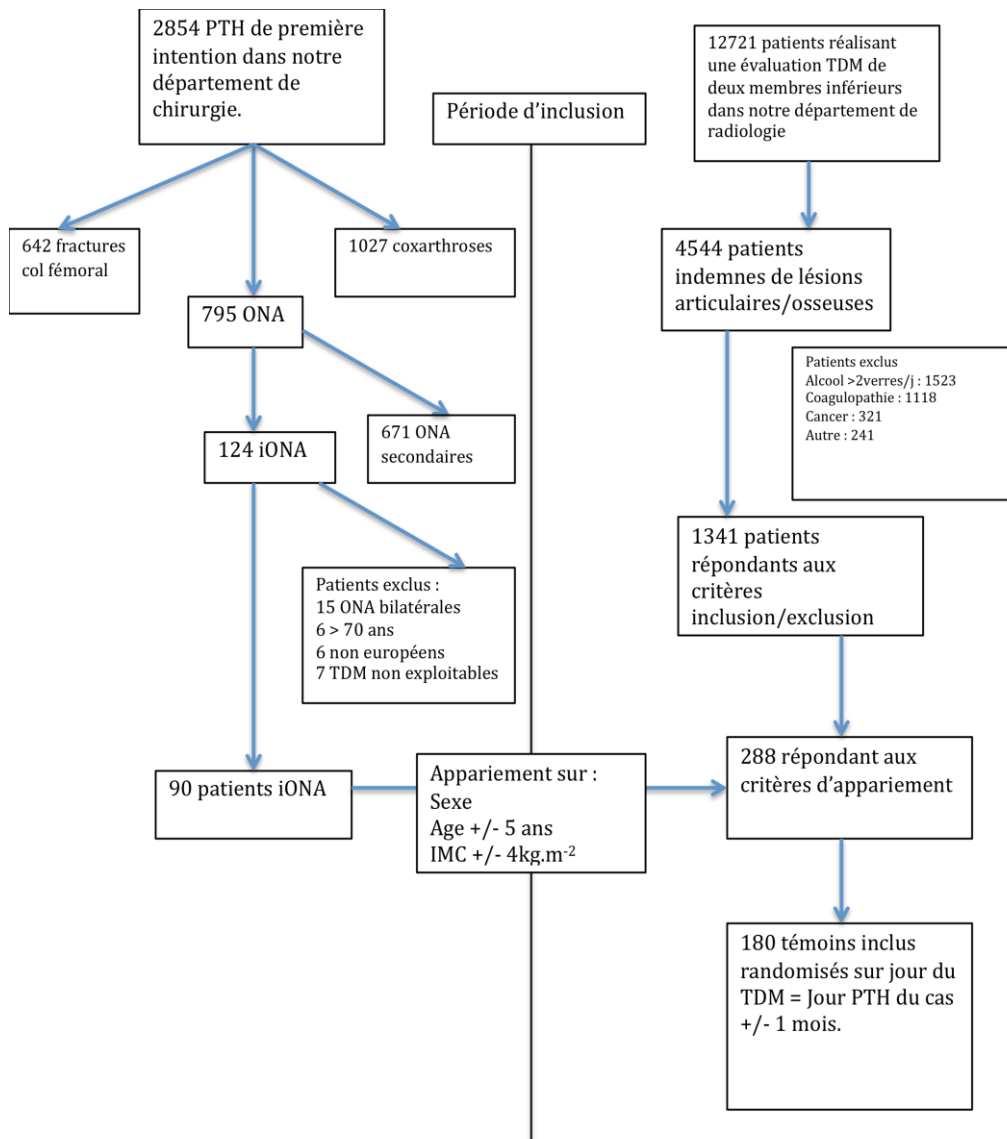


Figure 8 : Diagramme de flux de la série

Deux cent soixante-dix patients ont été inclus: 90 dans le groupe ONAi (cas) et 180 dans le groupe contrôle (témoins). L'âge moyen était de 45 ans (Ecart-type (ET) 8,1 dans le groupe ONAi, 7,9 dans le groupe témoin) dans le groupe ONAi, 62 hommes et 28 femmes ont été inclus (124 hommes et 56 femmes pour le groupe contrôle), l'IMC moyen était de 26 kg.m^{-2} (ET 3.6 pour le groupe ONAi et 3,3 pour le groupe témoin). Soixante-six patients du groupe ONAi étaient classés selon la classification de Ficat grade III (23) ou IV (43), 24 patients étaient Ficat grade II. [12]

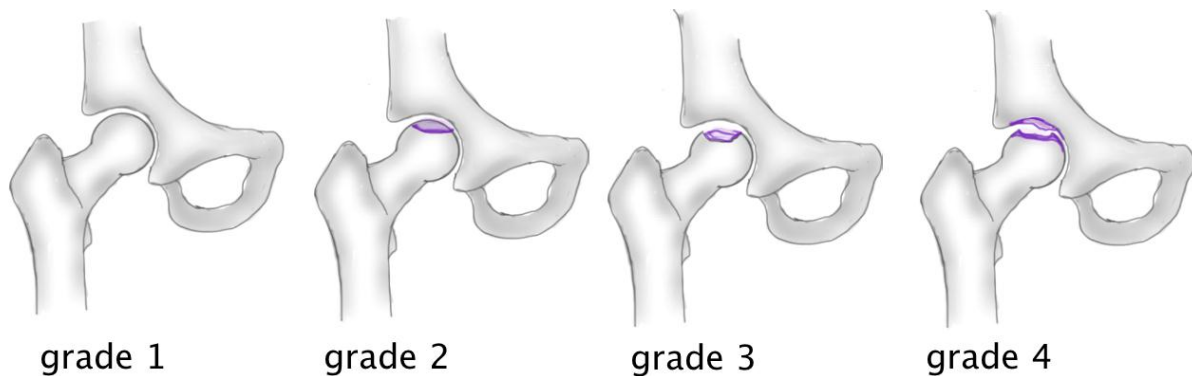


Figure 9 : Classification radiologique de Ficat. (13)

Grade 1 Hanche « d'apparence » normale.

Grade 2 Atteinte sous chondrale, sphéricité de la tête fémorale préservée.

Grade 3 Signe du croissant : effondrement de l'os sous chondral.

Grade 4 Arthrose secondaire.

Tous les patients ont consenti à une utilisation anonyme de leurs données cliniques et radiographiques pour l'étude. Le comité informatique et liberté avait préalablement approuvé le protocole de l'étude.

Examen radiographique

Tous les patients inclus ont bénéficié d'une tomodensitométrie, comprenant des coupes tous les 2 mm du bassin aux pieds, toutes les images ont été anonymisées et envoyées à deux évaluateurs indépendants pour l'analyse de l'anatomie tridimensionnelle de la hanche à l'aide du logiciel Hip-Plan® Software (Symbios™, Yverdon, Suisse) (8–10). Sur cette évaluation les paramètres étudiés étaient les suivants: 1) l'offset fémoral (FO : distance entre l'axe de

diaphyse fémorale et le centre de la tête fémorale), 2) l'angle cervico-diaphysaire fémoral (CC'D), 3) la version du col fémoral (VC), 4) diamètre de la tête fémorale (FHD), 5) la couverture acétabulaire évaluée (Vertical center-edge angle : VCE), 6) la version acétabulaire (AA) et 7) le diamètre acétabulaire (AD) selon un procédé décrit précédemment (8–10).

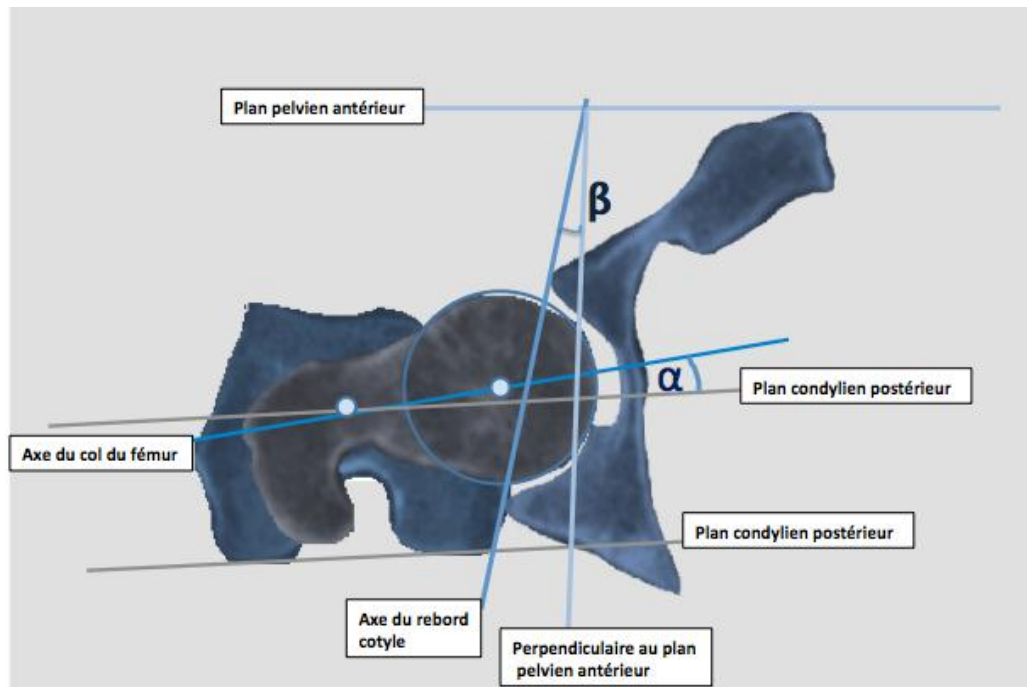


Figure 10. Paramètres d'intérêts radiologiques de notre étude, présentés sur des coupes tomodensitométriques natives superposées

α : Version fémorale (FV)

β : Version acétabulaire (AV)

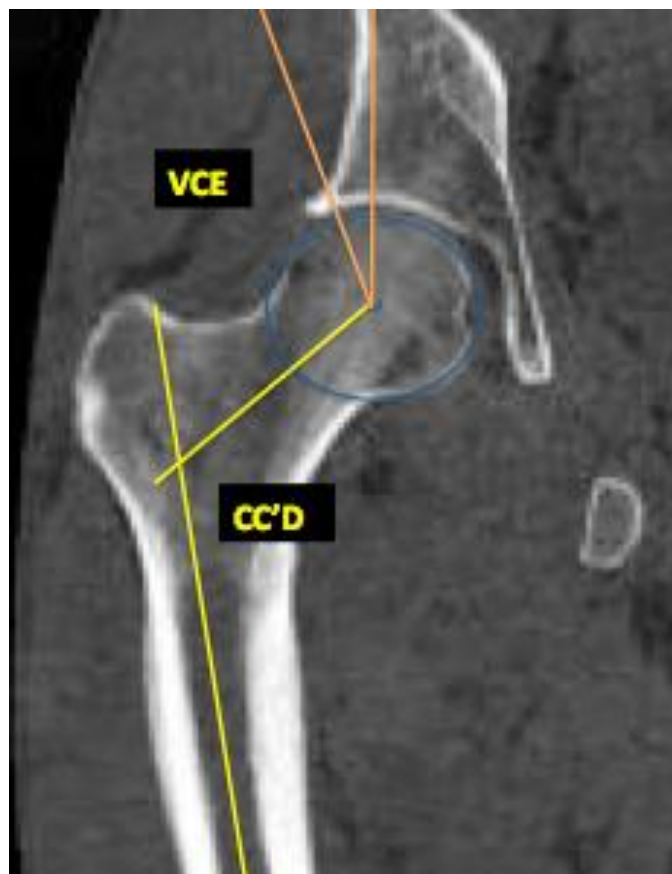


Figure 11. Paramètres d'intérêts radiologiques de notre étude, présentés sur une coupe coronale passant par le centre de la tête du fémur.

CC'D angle cervico-diaphysaire fémoral

VCE Vertical center to edge angle : angle de couverture acétabulaire.

Analyse statistique

Le nombre de sujets nécessaire a été calculé en se basant sur une différence attendue concernant l'angle CC'D de 4° entre les groupes, dans la population d'étude l'angle CC'D moyen a été considéré comme $CC'D = 129,2 \pm 7.8$, [13]. Pour un niveau requis de signification statistique de $\alpha = 0,05$, et une puissance de $1-\beta = 0,95$, 80 sujets par groupe étaient nécessaires.

Des tests du χ^2 ont été utilisés pour comparer les variables qualitatives (caractéristiques démographiques) et des tests t bilatéraux (échantillons appariés) pour comparer les variables quantitatives (paramètres anatomiques) des groupes. Des analyses multiples de variance (test MANOVA) étaient programmées pour analyser l'effet indépendant de chaque facteurs de risque, (uniquement pour les facteurs significativement différents en analyse univariée : seuil $p < 0,05$). Tous les calculs supposaient des tests bilatéraux.

Pour tous les facteurs avec $p < 0,05$ dans l'analyse multivariée, une analyse des courbes de ROC (14) était planifiée 1 / pour confirmer relation entre ONAi et les paramètres anatomiques par l'analyse de l'aire sous la courbe (AUC) et de 2 / pour déterminer la valeur pronostique de facteurs anatomiques isolés en tant que facteurs de risque ou protecteurs de l'ONAi. Les rapports des côtes (Odd Ratio : OR) seraient enfin calculés avec leur Intervalle de Confiance à 95% pour les valeurs seuils optimales (définies sur courbes de ROC pour chacun des paramètres, comme la valeur présentant le meilleur compromis en terme de sensibilité et spécificité). L'analyse a été effectuée à l'aide du logiciel SPSS (version 17; SPSS Inc, Chicago, IL, USA).

b. Résultats.

Dans la série globale, l'analyse des paramètres anatomiques retrouvait les valeurs moyennes suivante : FO 40,3 mm +/- 6.4 (30.6-55.7mm), CC'D 129, 5 ° +/- 3,8 (119-143°), FV 15,6 ° +/- 5,67 (-26- 43°), FHD 45.1mm +/- 4.6 (31-56mm), VCE 32,2 ° +/- 2,9 (21,7- 50°), AA 19,7 ° +/- 4 (2.1-30,1°) et AD 51.9mm +/- 5.32 (38-64mm). Selon cette analyse, l'angle cervico-diaphysaire fémoral, la version fémorale, la couverture acétabulaire et la version acétabulaire étaient significativement différents entre le groupe ONAi et le groupe témoin.

	ONAi (n=90)	Témoins (n=180)	p (Ma*)
Angle cervico-diaphysaire. (°)	126.2 +/- 4.6° (116-138)	131.4 +/- 3.6° (119-140)	p= 0.00001
Offset fémoral (mm)	42.5 +/- 5.9mm (27-54)	40.4 +/- 6.4mm (30-57)	p= 0.2
Diamètre de la tête fémorale (mm)	46.1 +/- 4.1mm (36-55)	45.1 +/- 4.7mm (31-54)	p= 0.6
Version fémorale (°)	20.7 +/- 5.9° (9-36)	13.7 +/- 5.7° (2-26)	p= 0.00003
Version acétabulaire (°)	17.7 +/- 4.1° (8-30)	20.4 +/- 5.7° (10-36)	p= 0.01
Couverture acétabulaire (VCE °)	25.7 +/- 4.1° (18-44)	35.01 +/- 3.8° (24-51)	p=0.006
Diamètre acétabulaire (mm)	51.3 +/- 3.9mm (41-60)	51.9 +/- 5.3mm (38-62)	p= 0.7

Tableau 5. Résultats de l'analyse morphologique dans les deux groupes.

Moyenne +/- écart type (valeurs extrêmes)

p (Ma*) : résultat de l'analyse multivariée

Il n'existait pas de différence concernant les paramètres anatomiques en fonction de la classification Ficat dans le groupe ONAi [12].

Les quatre paramètres significatifs ont été inclus dans l'analyse des courbes de ROC [14].

L'analyse des courbes retrouvait les éléments suivants concernant l'aire sous la courbe (AUC) de chaque paramètre comparé à l'aire sous la courbe de référence (test 1/2): angle cervico-diaphysaire comme un facteur de risque: AUC 0,84; IC 95% [0,77 à 0,90] p <0,0001, antéversion fémorale comme un facteur de risque: AUC 0,83; IC 95% [0,77 à 0,90] p <0,0001, couverture acétabulaire (VCE° comme un facteur de risque de 0,9; IC 95% [0,85-0,95] et p <0,0001, Antéversion acétabulaire comme un facteur de risque AUC 0,6; IC à 95% [de 0,52 à 0,68].

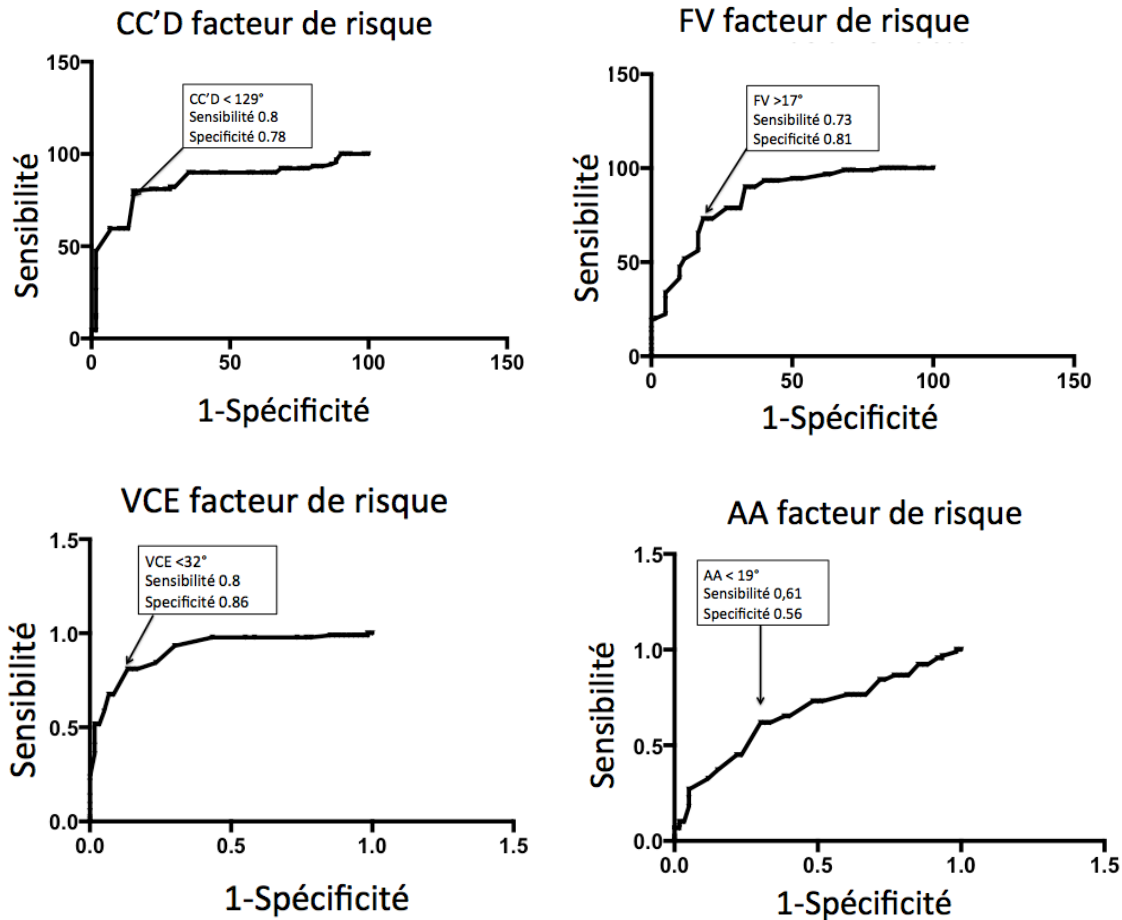


Figure 12. Courbes ROC pour les quatre facteurs de risque avec "les valeurs seuils" permettant le calcul d'Odd-Ratios et leurs spécificité / sensibilité associées.

En ce qui concerne le calcul des Odd-ratios: un angle CC'D $< 129^\circ$ était un facteur de risque avec OR = 3,7; IC 95% [2,74 à 4,35], une version fémorale (FV) $> 17^\circ$ était un facteur de risque avec OR = 3,9; IC 95% [3,1 à 5,0], une couverture acétabulaire (VCE) $< 32^\circ$ était un facteur de risque avec OR = 6,06; IC 95% [2,81 à 7,54] enfin version acétabulaire (AA) $< 19^\circ$ était un facteur de risque avec OR = 1,85, IC 95% [1,2-2,5]. Concernant le profil « composite » de facteur de risque: la présence de trois des quatre facteurs de risque (CC'D $< 129^\circ$, FV $> 17^\circ$, VCE $< 32^\circ$ et AA $< 19^\circ$) était trouvé dans 66 des 90 cas et 19 des 180 témoins. Cette présence de trois des quatre anomalies anatomiques était un facteur de risque OR = 23,3; IC à 95% [11.96.1-45.38].

IV. Discussion.

Dix pour cent des PTH sont pratiquées à la suite d'une ostéonécrose aseptique de la tête fémorale (3). Dans 30% des cas, aucune étiologie n'est trouvée, et la maladie est alors considérée comme idiopathique (2,4). Les contraintes liées au passage du poids du corps de l'acétabulum au sommet de la tête fémorale semblent jouer un rôle dans le développement et/ou l'aggravation de l'ischémie de la tête fémorale (6,7,16). La transmission des charges dans l'articulation coxo-fémorale étant profondément liée à l'anatomie osseuse acétabulaire et fémorale (15), les anomalies morphologiques de ces deux éléments pourraient conduire à une distribution anormale des contraintes et ainsi à une ischémie osseuse.

Dans ce travail de thèse, nous avons supposé que des anomalies anatomiques du fémur et de l'acétabulum seraient plus fréquemment retrouvées chez les patients atteints d'ONA et pourraient ainsi jouer un rôle dans le développement de l'ONA. Nous avons centré notre analyse sur des paramètres anatomiques validés, évalués par tomodensitométrie. Notre premier objectif était de déterminer l'existence d'anomalies anatomiques potentielles de la hanche chez les patients souffrant d'ONA. Les résultats de nos deux études ont montré des différences significatives de l'anatomie fémorale entre patients souffrant de coxarthrose et d'ONA, mais aussi de différence à la fois fémorale et acétabulaire entre les patients souffrant d'ONA idiopathique et la population générale.

Globalement les patients souffrant d'ONA présentaient une version du col fémoral plus importante, ainsi qu'un angle cervico-diaphysaire fémoral, une couverture acétabulaire et une version acétabulaire moins importantes que les patients du groupe témoin.

Nous avons également évalué l'existence de relations entre la présence d'anomalies anatomiques et le développement de par la description de facteurs de risque chez les patients souffrant d'ONAI. Nous avons ainsi défini l'existence de quatre facteurs de risque significativement liés à l'appartenance au groupe ONAI ($CC'D < 129^\circ$, $FA > 17^\circ$, $AA < 19^\circ$

et VCE $<32^\circ$). Trois des quatre facteurs précédent ont été trouvés dans 66 des 90 cas et 9 des 180 patients du groupe contrôle de notre seconde étude, ce profil à risque étant relié à un Odds-ratio de 23,3; IC à 95% [11.96.1-45.38]. Ainsi les anomalies de l'angle cervico-diaphysaire fémoral, de la version fémorale et acétabulaire, ainsi que celle de la couverture acétabulaire, isolés ou combinés semblent relié à l'ONAI.

Plusieurs limites peuvent être décrites pour nos étude; D'abord, il s'agit d'études de cohorte rétrospective cas/témoins ce qui limite l'extrapolation de nos résultats, mais la prévalence de l'ONA dans la population générale rend très difficile le suivi prospectif d'un nombre suffisant de patients initialement indemnes et susceptibles de développer une ostéonécrose de la tête fémorale (enquête exposés/non exposés prospective). À notre connaissance, il n'existe pas d'étude de ce type dans la littérature scientifique actuelle. Pour limiter les biais de sélection nous avons défini deux protocoles distinct, l'un pour comparer les patients souffrant d'ONA aux patients souffrant d'arthrose et le second pour comparer les patients souffrants d'ONA aux à la population générale (sujets indemnes de toute atteinte osseuse). La constitution de ce groupe de sujets sains supposent la constitution du groupe de contrôle en tout point similaire au groupe cas hormis l'existence de la pathologie étudié, nous avons 1/ appliqué les mêmes critères d'inclusion / exclusion pour les groupes cas et témoins et 2/ effectué un appariement 2:1 selon l'âge, le sexe, l'IMC et la date d'entrée dans la base données.

L'analyse tomодensitométrique des patients souffrant d'ONA expose également à un biais de mesure, en effet, l'effondrement de la tête fémorale (Ficat III et IV) peut limiter la détermination exacte du centre de la tête fémorale. Pour limiter ce biais de mesure, une méthode semi-automatisée validée a été utilisée pour analyser toutes les tomодensitométries de cette série. Des études antérieures ont montré une meilleure précision et une reproductibilité inter et intra-observateur supérieure de cette technique comparée aux autres techniques d'analyse manuelle (8).

Nos études sont monocentriques, les paramètres morphologiques et anatomiques de la hanche étant directement liés à des éléments géographiques / génétiques, nos résultats ne sont transposables qu'aux patients du bassin méditerranéen.

Enfin, les résultats de cette étude ne reflètent que l'existence d'anomalies anatomiques parmi notre population de patients souffrant d'ONA, la mise en évidence d'une relation de cause à effet ne peut être établie que par la réalisation d'études prospective sur de larges échantillons. Malgré ces limites, ce travail est à notre connaissance la première à investiguer le rôle de facteurs anatomiques et mécaniques dans le développement de l'ONA.

Dans la littérature, deux modèles se complètent pour tenter d'expliquer l'origine anatomique de l'ONA: un modèle mécanique et un modèle vasculaire. Dans le modèle mécanique, le postulat fondamental sous-entend l'existence de contraintes anormales appliquées à l'os sous chondral.

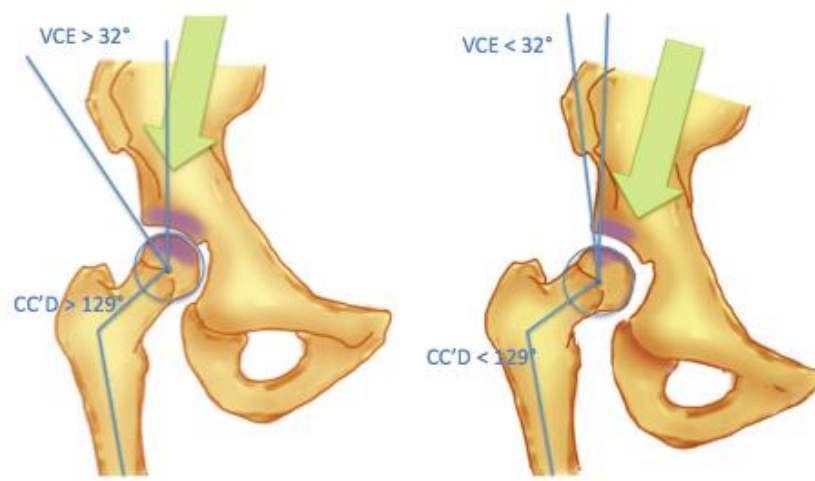


Figure 13 : Représentation schématique de l'effet d'un varus du col fémoral important combiné à un défaut de couverture acétabulaire sur les contraintes au sommet de la tête fémorale. En violet : surface de transmission des contraintes supposée : plus le varus fémorale est grand et plus il existe une insuffisance de couverture acétabulaire, plus la zone de contraintes est petite et donc plus les pressions sont importantes

Ce modèle est soutenu par plusieurs publications démontrant que la charge appliquée sur la tête fémorale influence le développement de l'ONA(6,7,16–18). Kim et al (7) ont présenté les résultats d'une série de modèles animaux d'ONA, concluant que la mise en décharge de cochons souffrant d'ONA induite, ralentissait l'évolution naturelle de la nécrose. Nos résultats soutiennent également ce modèle dans la mesure où la combinaison de variations de paramètres anatomiques tels que l'angle cervico-diaphysaire fémoral et la couverture acétabulaire pourraient influencer la répartition de la charge au sommet de la tête fémorale et l'os sous chondral sous-jacent (6,17). Il est également à noter que Roush et al (18), retrouvaient dans leur étude du traitement conservateur de 200 ostéonécroses aseptiques, 55% d'échec parmi les patients présentant un angle VCE $<30^{\circ}$ contre 10% chez leurs patients avec VCE $>30^{\circ}$, soulignant le rôle de l'anatomie osseuse dans l'évolution naturelle de la maladie. Cette théorie doit être confirmée par une analyse mathématique en éléments finis in vitro, afin de clarifier les rôles indépendants et combinés des paramètres anatomiques mis en avant par nos résultats, dans la répartition des contraintes lors du passage du poids du corps du bassin vers le fémur. Le deuxième modèle est un modèle vasculaire où la nécrose est secondaire à une interruption de l'irrigation sanguine de la tête du fémur (6).

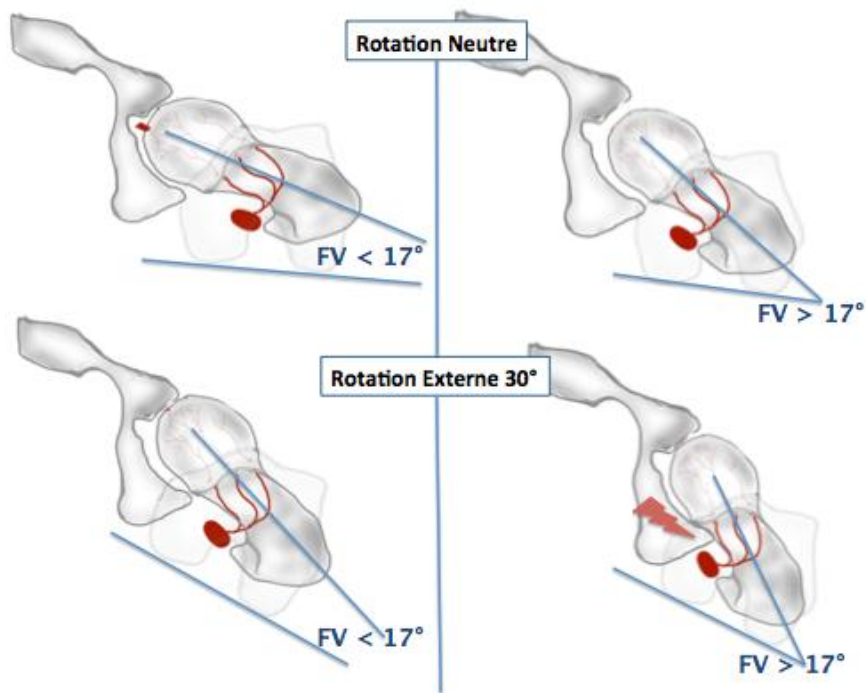


Figure 14 : Représentation schématique d'une compression extrinsèque des vaisseaux rétinaculaires en rotation externe de hanche en cas d'antéversion fémorale importante.

Les paramètres anatomiques de la hanche semblent influencer la vascularisation de la tête fémorale lors des activités de la vie quotidienne, et nos résultats soutiennent l'hypothèse selon laquelle des valeurs anormales de version acétabulaire et fémorale pourraient conduire à des infarctus osseux. Larson et al (19) ont proposé une hypothèse similaire pour le développement de la maladie de Legg-Calvé-Perthes, équivalent pédiatrique de l'ostéonécrose. Dans leurs études, ces auteurs retrouvaient une prévalence élevée de cotyle rétroversés, avançant l'hypothèse que cette disposition anatomique pourrait modifier la circulation des artères circonflexes (19).

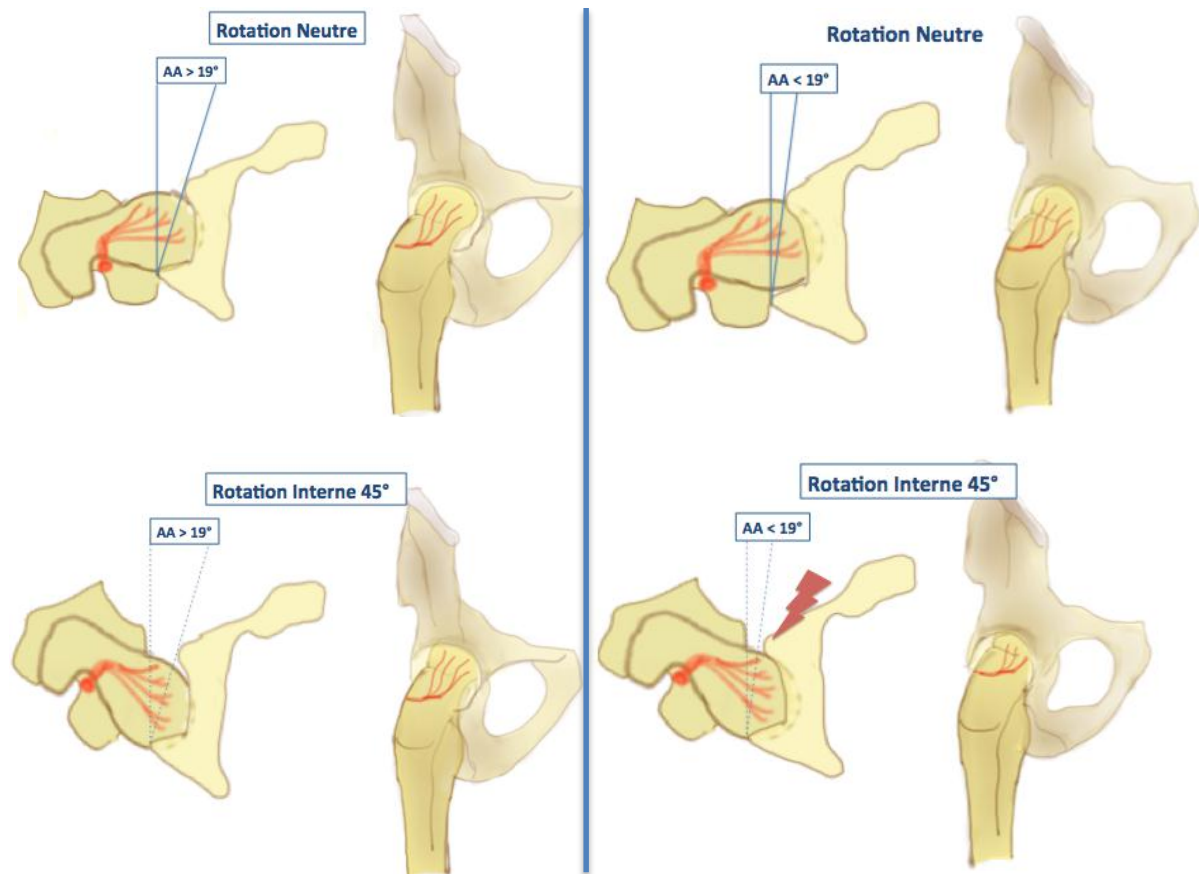


Figure 15 : Représentation schématique d'une compression extrinsèque des vaisseaux rétinaculaires en rotation interne de hanche en cas de rétroversion acétabulaire importante.

Fraitzl et al, ont décrit dans leur série une fréquence plus élevée de déformation type CAM de la jonction tête-col postérieure chez les patients souffrant d'ONA, ils évoquent dans leur étude un risque de compression des vaisseaux rétinaculaires supérieurs lors des mouvements de rotations de la hanche (20). L'origine vasculaire des ONA est soupçonnée dès 1964, Merle d'Aubigné (21) décrivant l'existence de lésions des vaisseaux circonflexes et rétinaculaires chez certains de ses patients. Une interruption même brève de la vascularisation rétinaculaire de la tête fémorale peut suffire au développement et l'aggravation d'une nécrose sous-chondrale tant la vascularisation de la tête fémorale est précaire (22). L'évolution « dynamique » de l'approvisionnement sanguin de la tête fémorale peut aussi être une

explication du rôle de l'anatomie osseuse dans le développement de l'ONA(23). Nötzli et al [24], ont publié en 2002 les résultats d'une série concernant l'approvisionnement en sang de la tête fémorale lors des luxations de hanche native à l'aide d'un débitmètre laser (23). Ils ont constaté d'importantes variations dans cet approvisionnement au cours des mouvements de la hanche avec des minima lorsque la hanche est en rotation interne maximale et à 90 ° de flexion (32 et 20%, respectivement). Les auteurs concluaient que ces changements étaient liés aux «branches extraosseuses de l'artère circonflexe médiane». Une anatomie anormale telle qu'un cotyle rétroversé et/ou un col du fémur très antéversé peuvent être responsables d'une interruption de la circulation rétinaculaire lors de la rotation interne et externe maximale par conflit entre le col du fémur et le pourtour osseux de l'acétabulum. Ce genre d'hypothèse, proposée dans deux études antérieures concernant la maladie de Perthe-Legg-Calvé (19,24), est soutenu par nos résultats.

A notre connaissance, l'analyse du rôle des facteurs anatomiques dans le développement de l'ostéonécrose idiopathique de la tête du fémur n'a jamais été réalisée. Dans cette étude, l'existence de facteurs anatomiques isolés ou combinés associant un angle cervico-diaphysaire « varus », un acétabulum peu recouvrant, une rétroversion acétabulaire et une antéversion fémorale importante ont été observées chez des patients souffrant d'une ONA idiopathique. Notre modèle explicatif en éléments finis permet d'ouvrir le champs des recherches à mener pour aller plus avant dans la compréhension des phénomènes mécaniques qui influencent le développement de l'ONA. En effet, nous avons démontré que la zone de nécrose se superpose à la zone supportant les contraintes fémoro-acétabulaires les plus fortes. Cet élément laisse penser qu'il existe une relation de cause à effet entre contraintes excessives et nécrose osseuse. Si cette relation venait à être confirmée une grande partie des traitements préventifs actuels ne s'intéressant pas à cette dimension mécanique de la pathologie.

V. Conclusion/ouverture : Modèle explicatif par analyse en éléments finis.

a. Matériel et méthodes.

Nous avons réalisé une analyse tridimensionnelle en éléments finis de la hanche de dix patients souffrant d'ostéonécrose idiopathique débutante (Stade Ficat 1 ou 2).

L'acquisition des données volumétriques était réalisée en utilisant une tomодensitométrie.

Les images tomодensitométriques ont été acquises avec un champ englobant le bassin entier, la première vertèbre lombaire et les deux fémurs (30cm de diaphyse sous la tête fémorale), 512 × 512 matrice d'acquisition, et 1 mm tranche épaisseur. Sur les images volumétriques un repérage de la zone de nécrose était alors réalisé, l'analyse structurale de l'articulation de la hanche comprenait deux étapes.

1/ Segmentation : Les images tomодensitométriques ont été traitées dans le logiciel de segmentation Mimics 18® (Materialise, Belgique). Elles ont permis de construire des modèles tridimensionnels des os pelviens et des fémurs proximaux des patients. Tout d'abord, tous les pixels dont le niveau de gris correspondant au taux d'absorption du tissu osseux (entre 116 et 3070 HU) étaient regroupés dans un premier Masque. Les outils de segmentation semi-automatique du logiciel permettaient de créer un objet par os (fémurs droit et gauche, hemi-pelvis droit et gauche), puis de les remplir pour obtenir quatre objets 3D pleins.

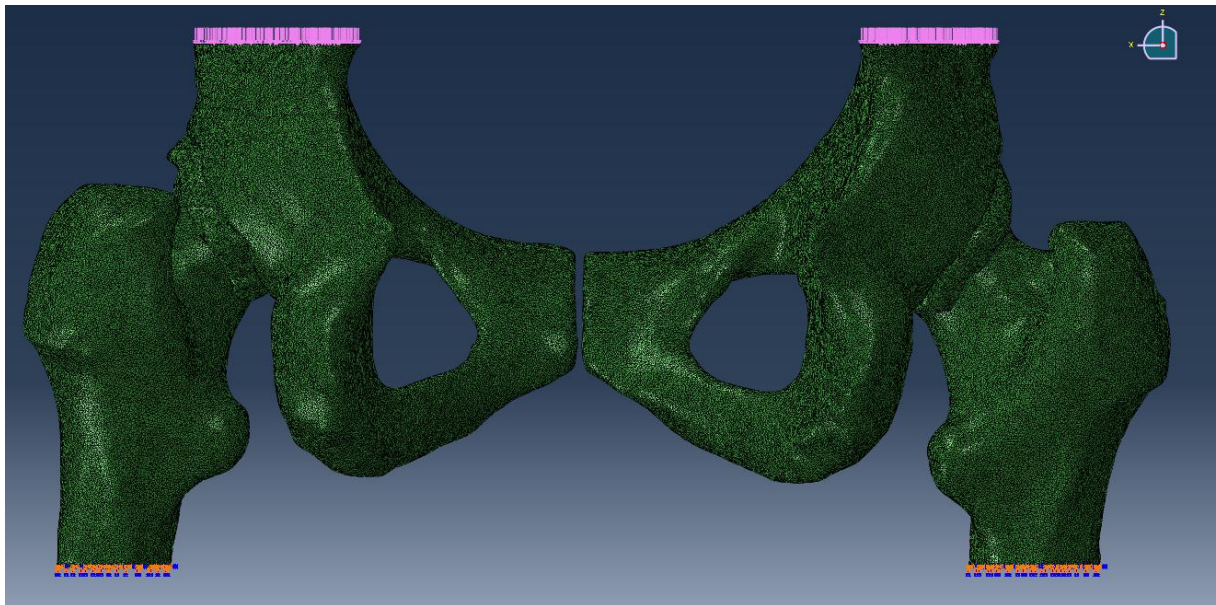
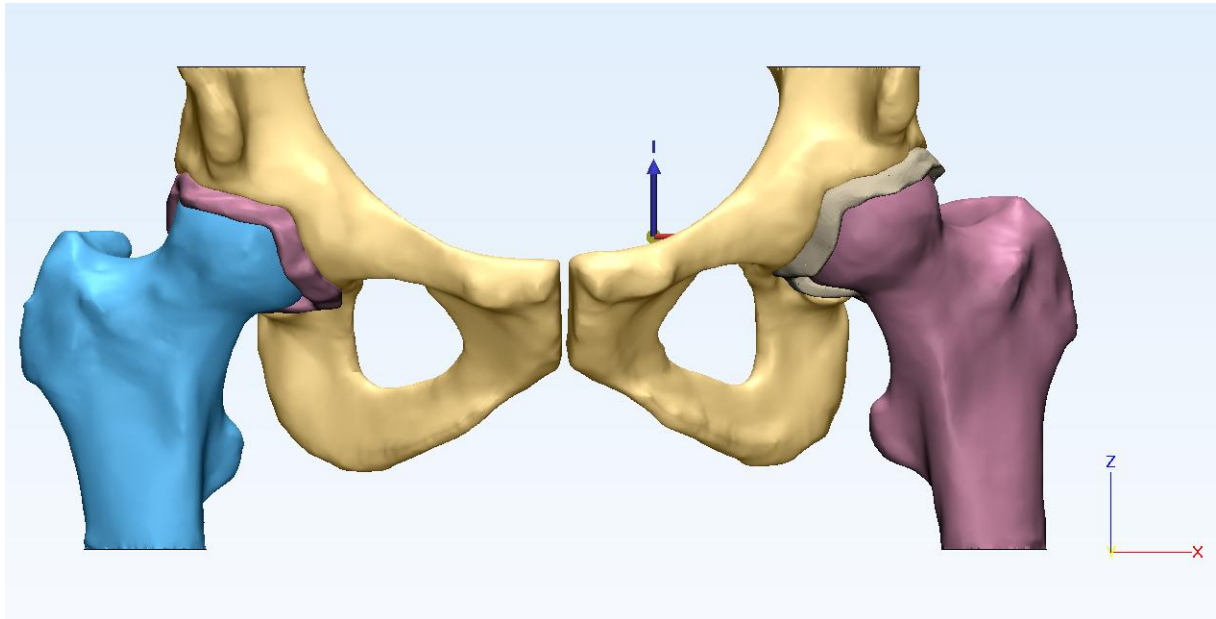


Figure 16 et 17. Etapes successives de traitement des images volumétriques,
Fig 16) Segmentation et Fig 17) Maillage.

Pour transmettre les efforts entre le pelvis et les fémurs, nous avons choisi de créer un objet intermédiaire. Ces objets jouaient le rôle des structures articulaires de la hanche (cartilage, liquide synovial, labrum, ...).

Chaque objet (osseux et articulaire) a ensuite été exporté en STL (solide surfacique) et importé dans 3-matic® (Materialise, Leuven, Belgique) pour être lissé, pour ensuite être exporté au format STEP (solide volumique).

2/ Le maillage : Les formulations d'éléments et la densité du maillage pour les os et le cartilage ont été basées sur les travaux d'Anderson (15). Le maillage a été réalisé dans GMSH (Leuven, Belgique). Des éléments tétraédriques linéaires, dont les dimensions minimales et maximales sont regroupées dans le tableau suivant, ont été utilisés pour décrire chaque objet.

	Taille minimale	Taille maximale	Nombre minimal d'éléments
Pelvis	0,1	1	489 404
Fémur	0,1	1	483 373
Cartilage	0,1	0,4	879 264

Tableau 6. Eléments du maillage

Les objets ainsi maillés ont ensuite été importés dans Abaqus 14® (Simulia, Hibbitt, Karlson and Sorensen Incorporated, Pawtucket, Rhode Island, United States) pour la conception du modèle en éléments finis. Les os et objets articulaires ont été considérés comme des matériaux élastiques, homogènes et isotropes. Les objets articulaires ont été modélisés avec les propriétés du cartilage. Les modules d'Young et coefficients de Poisson affectés à chaque matériau sont résumés dans le tableau ci-dessous :

Matériau	E (MPa)	ν
Os (Pelvis, Fémurs)	10 000	0,3
Cartilage	10	0,4

Tableau 7. Propriétés matériau utilisés

Des propriétés de contact sans frottement ont été définies entre le cartilage et la tête fémorale, et la surface de cartilage en vis-à-vis du pelvis a été attachée à la surface articulaire du pelvis de manière à empêcher des mouvements du cartilage par rapport au pelvis. Les surfaces distales des fémurs ont ensuite été encastrées. Les déplacements dans la direction Proximale-Distale et les rotations autour des directions Antéropostérieure et Latéro-médiale des nœuds du pelvis ont été autorisés. Les surfaces de la symphyse pubienne en vis-à-vis ont été couplées cinématiquement pour modéliser la mobilité limitée de cette articulation. Un chargement de progressif de 800 à 2400 N correspondant au passage du poids du corps d'un individu pesant 80kg (en appui monopodal, puis lors de la marche) a été appliqué sous forme de pression sur les surfaces proximales des os pelviens. Pour certains examens tomodensitométriques (6/10) la modélisation ne fournissait pas l'ensemble de l'os pelvien. La pression a donc été appliquée sur la surface proximale de l'os pelvien.

La répartition des contraintes sur le cartilage de la tête fémorale était ensuite comparée à la zone nécrotique, nous cherchions à évaluer la superposition de la zone de pic de contrainte et celle de nécrose selon la formule :

$$\text{Taux de Superposition (TS \%)} = \frac{\text{Volume de la zone de nécrose présente dans la zone pic de contraintes}}{\text{Volume total de la zone de nécrose}}$$

Lors de la deuxième étape de l'analyse, nous avons fait varier les conditions expérimentales (mode de chargement) pour obtenir le Taux de Superposition le plus élevé pour chaque cas.

b. Résultats

Le taux de superposition moyen était de 72 +/- 13% (61-95%), il est revanche important de noter que le chargement « appui monopodal (1 fois le poids du corps) » ne permettait de détecter que peu d'éléments affichant une contrainte >1MPa. Un

chargement simulant la marche (3-4 fois le poids du corps) était nécessaire pour obtenir un TS optimal avec suffisamment d'éléments affichant une contrainte $>3\text{MPa}$.

Il existait, néanmoins, pour des modes de chargement reflétant les activités de la vie quotidienne, une relation forte entre zone de contrainte maximale et zone de nécrose osseuse. Nous présentons ici un exemple de calcul de TS : en ne considérant que les éléments dont les contraintes équivalentes de Von Mises étaient supérieures à $1,5\text{ MPa}$. Ces éléments représentaient un volume de $1\,405\text{ mm}^3$ dans la tête fémorale.

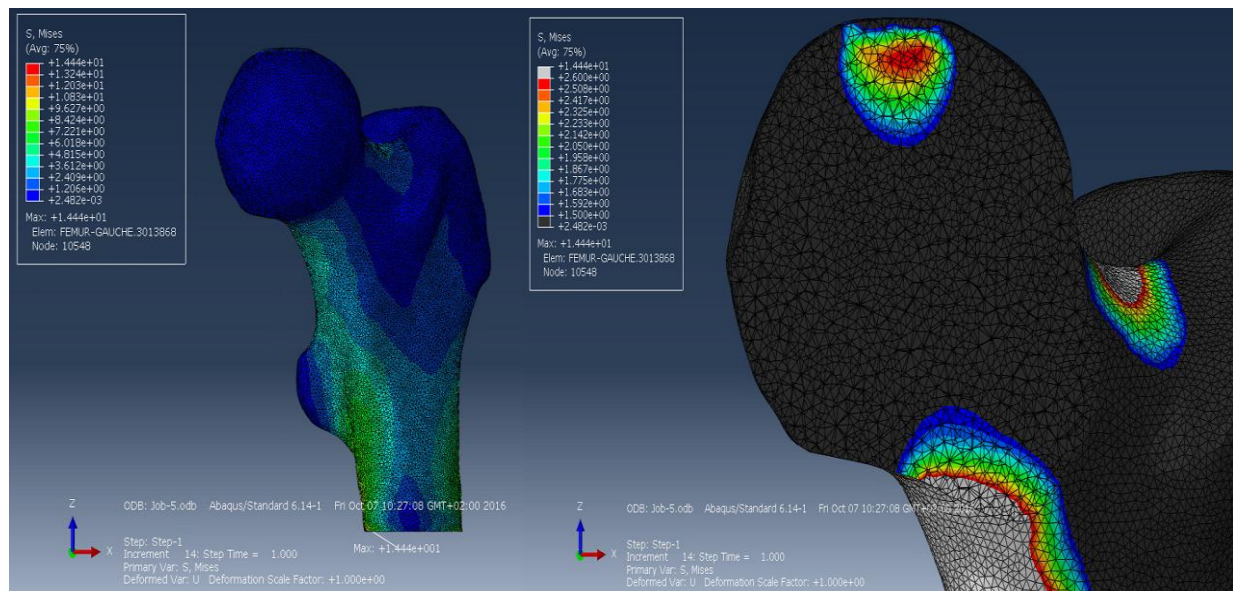


Figure 17. Analyse de la zone de contrainte maximale.

Sur les images tomodensitométriques, il était possible de repérer les zones de nécroses qui ont pu être reconstruites en 3D dans Mimics, la zone de nécrose représentait un volume de 1293 mm^3 dans la tête fémorale. La zone de superposition représentait un volume de 981 mm^3 soit un TS de 75%

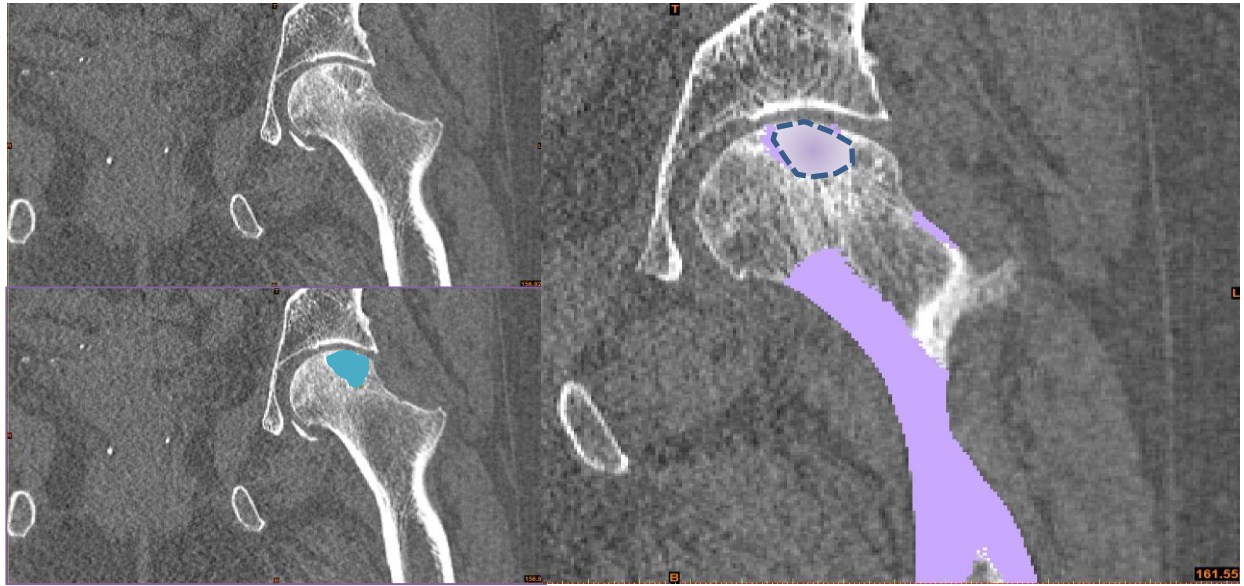


Figure 18-20. Schématisation du calcul du TS par superposition (via Mimics) des zones de contraintes et de nécroses. 18) Visualisations de la zone de nécrose 19) Marquage de la zone de nécrose 20) Superposition des zones pics de contraintes

Ces résultats sont très encourageants et apportent des éléments supplémentaires en faveur de notre modèle.

Il est important de relativiser nos résultats, tout d'abord, la mise en évidence d'un lien de cause à effet est très complexe et dépasse largement les objectifs de notre travail. Ensuite, la zone de nécrose que nous avons reconstruite même si limitée (ONA débutante sans atteinte cartilagineuse) était systématiquement supérieure au 1cm^3 ce qui peut fausser nos analyses en « recalage ». Enfin, notre analyse n'est pas conforme aux situations in-vivo sur deux principaux aspects ; Des optimisations sont en cours de réalisation avec prise en compte :

- du labrum acétabulaire dans le modèle.
- de la cinématique de la hanche (flexion/extension et adduction/abduction).

VI. Résumé de la première partie.

L'hypothèse de cette première partie de thèse était que l'anatomie des patients souffrant d'ostéonécrose de la tête fémorale, conditionnait les contraintes supportées par l'os sous-chondral de la tête fémorale, et ainsi le développement de cette pathologie.

Les résultats successifs de nos trois protocoles démontrent que :

- Les patients souffrant d'une ostéonécrose « chirurgicale » présentent une anatomie particulière et bien différente de celle des patients souffrant de coxarthrose.
- Les patients souffrant d'une ostéonécrose idiopathique de la tête fémorale présentent dans la majorité des cas un ou plusieurs facteurs de risque tel qu'un varus du col fémoral important, une rétroversion acétabulaire, un excès d'antéversion du col fémoral et un défaut de couverture de la tête fémorale par le cotyle osseux.
- Chez ces mêmes patients il existe une superposition de la zone de nécroses et de la zone de transmission des plus fortes contraintes fémoro-acétabulaires.

Démontrer la causalité entre exposition à un facteur de risque et apparition d'une pathologie est très complexe. Il nous semble néanmoins que les résultats de notre travail vont dans le sens d'une origine mécanique de l'ostéonécrose de la tête fémorale.

**DEUXIEME PARTIE : ORIGINE MECANIQUE DU
CONFLIT FEMORO-ACETABULAIRE, ROLE DU
LABRUM ACETABULAIRE DANS
LA TRANSMISSION DES CONTRAINTES LOCALES.**

I. Introduction.

Le conflit fémoro-acétabulaire (CFA), femoroacetabular impingement (FAI) des anglosaxons, est un phénomène dynamique pathologique, dû à un contact anormal et précoce entre le rebord acétabulaire et le col fémoral lors de la mobilisation de la hanche. Les conséquences de cette pathologie sont multiples et potentiellement graves : lésions labrales et lésions cartilagineuses précédant l'apparition d'une coxarthrose (25–27). Il existe plusieurs facteurs prédisposant au CFA : la maladie de Legg-Perthes-Calvé (28), l'épiphysiolyse fémorale supérieure (29), la rétroversion cotyloïdienne, la protrusion acétabulaire et la fracture du col fémur(30). Ganz a décrit au milieu des années 1990 deux grands mécanismes lésionnels pouvant être associés (31).

Conflit par effet came.

Il s'agit d'un conflit lié à une anomalie anatomique de la tête fémorale dans sa partie antéro-supérieure avec comblement de la jonction cervico-céphalique et une augmentation anormale de son rayon de courbure. Le bump osseux (hypertrophie de la face antérieure de la jonction cervico-céphalique) entre en contact avec le rebord acétabulaire lors des mouvements de flexion-adduction-rotation interne de la hanche. Il s'agit donc d'un dysfonctionnement dynamique, micro traumatique, responsable d'un excès localisé de contraintes articulaires lors des mouvements extrêmes de hanche. Ces mouvements répétitifs peuvent être à l'origine de lésions cartilagineuses acétabulaires et labrales. Ce type de conflit est retrouvé chez des patients jeunes de sexe masculin et sportif. Il peut être secondaire à une séquelle d'épiphysiolyse fémorale proximale (29).

Conflit par effet pince.

Il s'agit d'un contact entre le rebord acétabulaire et la jonction cervico-céphalique antéro-supérieure, lié à une anomalie du rebord acétabulaire antéro-supérieur, la tête fémorale étant normale. Les facteurs favorisants sont : rétroversion acétabulaire (32), protrusion acétabulaire et l'excès de couverture de la tête. Ce type de conflit est à l'origine principalement de lésions labrales : des lésions antéro-supérieures et des lésions postéro-inférieures par mécanisme de « contrecoups ».

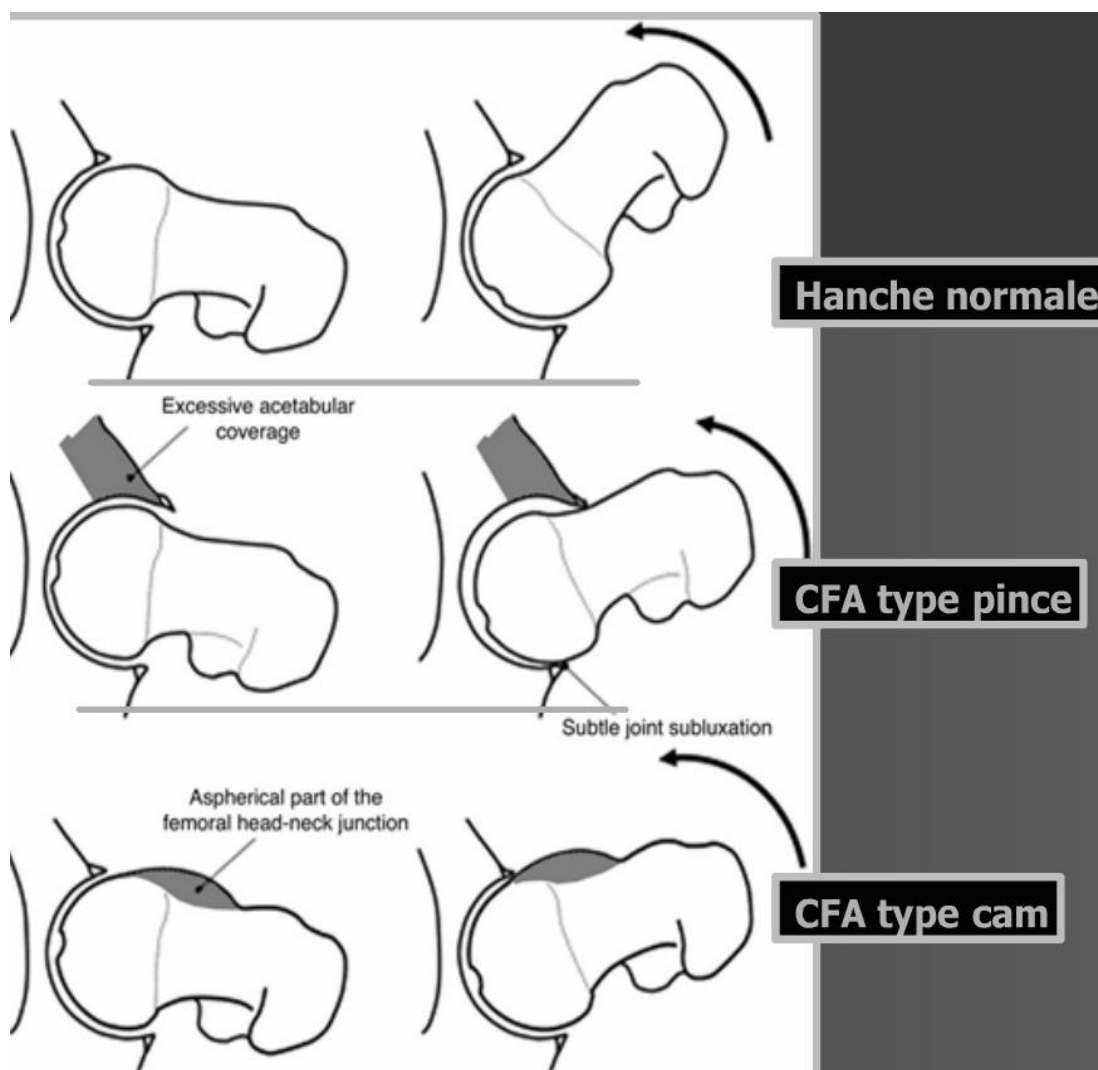


Figure 21: Physiopathologie du CFA d'après Ganz (31) :

a) Hanche normale b) CFA type pince c) CFA type came

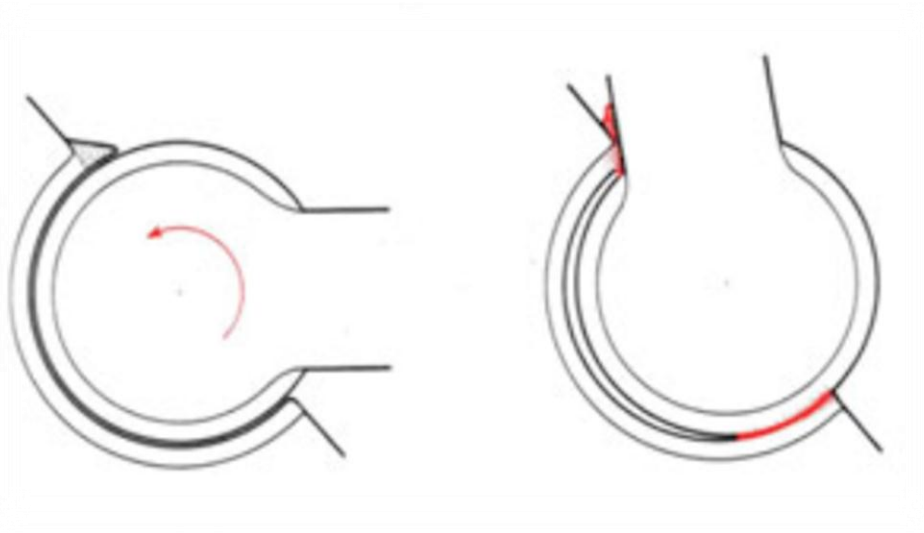


Figure 22 : Effet pince, le labrum est comprimé entre le rebord du cotyle et le col fémoral conduisant à un délaminage labral. En fin de course contact entre le cartilage acétabulaire et fémoral.

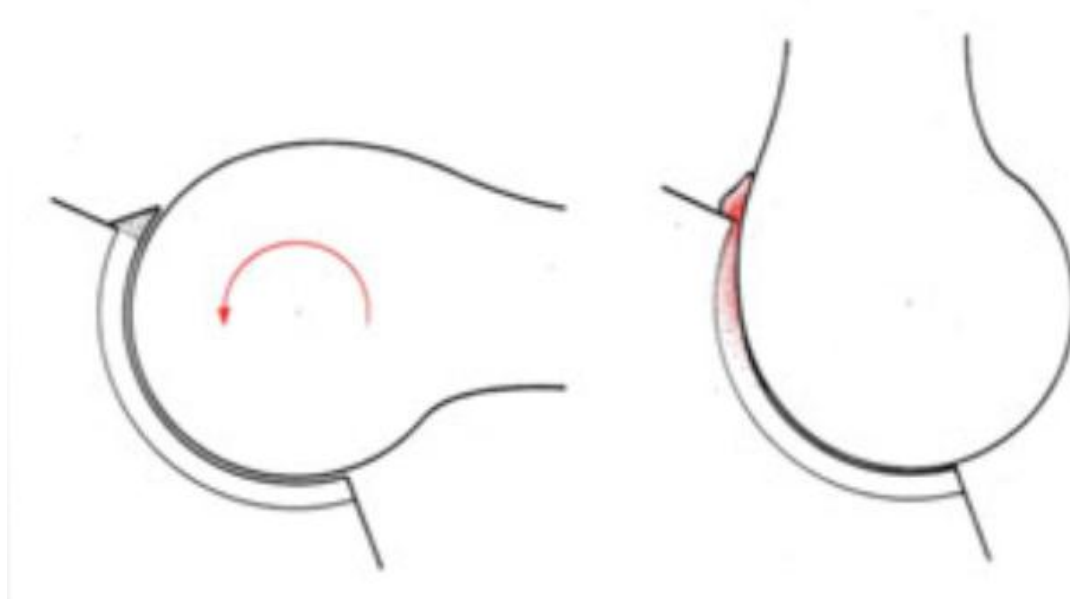


Figure 23 : Effet Came, défaut de sphéricité de la tête fémorale native ou acquise conduisant à un contact anormal entre le bord du cotyle, le labrum et la partie renflée du col fémoral.

Le cadre nosologique des patients souffrant d'un CFA va être celui d'un adulte jeune, présentant des douleurs d'effort mais aussi parfois nocturnes au niveau de l'aîne et exerçant des sports à risque majorant les conflits ; (flexions importantes de hanche). Aux stades avancés de la pathologie avec l'apparition de lésion labrale, des blocages articulaires peuvent apparaître, secondairement à une incarceration d'une lésion labrale.

Bilan radiographique de Base du CFA.

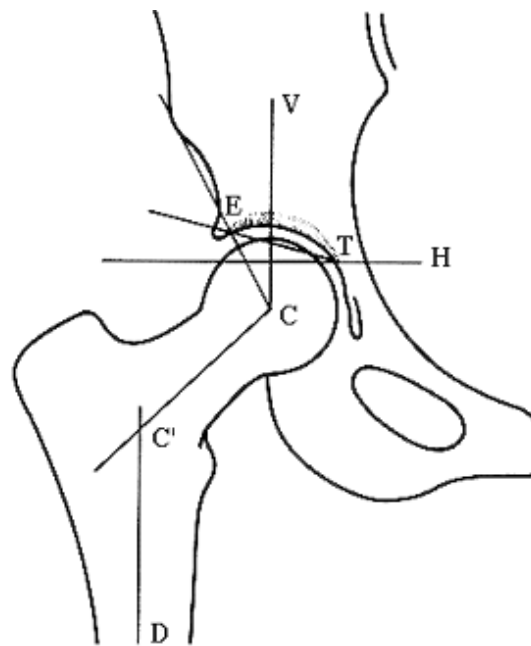
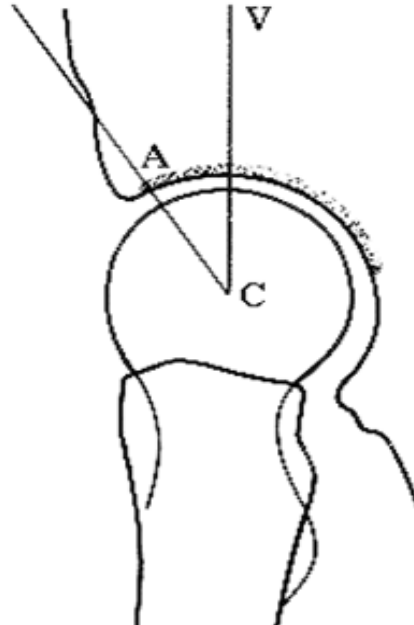


Figure 24. Vue en image du bilan radiologique permettant de rechercher une anomalie préexistante par la coxométrie. Sur une incidence de bassin de face on définit plusieurs points de repère : * C = centre de la tête fémorale * T = point interne du toit du cotyle * E = point externe du toit du cotyle. De même on définit deux lignes:

- * une ligne horizontale passant par deux points symétriques du bassin (T T') = ligne H
- * une ligne verticale perpendiculaire à la précédente et passant par le point C = ligne V.

Normalement l'angle de couverture externe du toit du cotyle VCE est supérieur ou égal à 25° l'angle d'obliquité du toit du cotyle HTE est inférieur ou égal à 10° et l'angle cervico-diaphysaire (CC'D) est entre 135 et 140° .



Sur un faux profil de Lequesne on définit trois points de repère:

* C = centre de la tête fémorale * V = verticale passant par le point C * A = limite antérieure du condensé du toit du cotyle. Normalement l'angle de couverture antérieure du toit du cotyle VCA est supérieur ou égal à 25°

Anatomie du Labrum acétabulaire.

Comprendre les phénomènes mécaniques impliqués dans le développement du CFA impose de comprendre le rôle du labrum acétabulaire dans cette pathologie. Le labrum est un fibrocartilage triangulaire à la coupe s'insérant sur le pourtour de l'acétabulum au niveau de son sourcil, se prolongeant au niveau de l'échancrure ischio-pubienne par le ligament transverse de l'acétabulum. Le labrum forme avec le ligament transverse un joint circulaire autour de la tête fémorale à l'origine d'un système hydraulique. Le labrum délimite dans la

hanche deux compartiments articulaires distincts : la hanche périphérique et la hanche profonde. Le labrum est une structure très innervée d'où la présence précoce de douleur lors de lésions labrales. L'anatomie du labrum acétabulaire est unique : le LA est une structure fibro-cartilagineuse appendue au bord osseux du cotyle et séparée de la capsule par une bourse synoviale. Globalement, le LA a une structure pyramidale avec une base fixée au cotyle osseux et deux faces principales l'une articulaire et l'autre capsulaire. La surface cartilagineuse du cotyle se mêle avec la face articulaire du LA pour former une zone de transition harmonieuse entre cartilage hyalin et fibro-cartilage (33) (Fig. 1), il existe néanmoins une zone de faiblesse/clivage potentielle à la jonction cartilage – fibrocartilage.

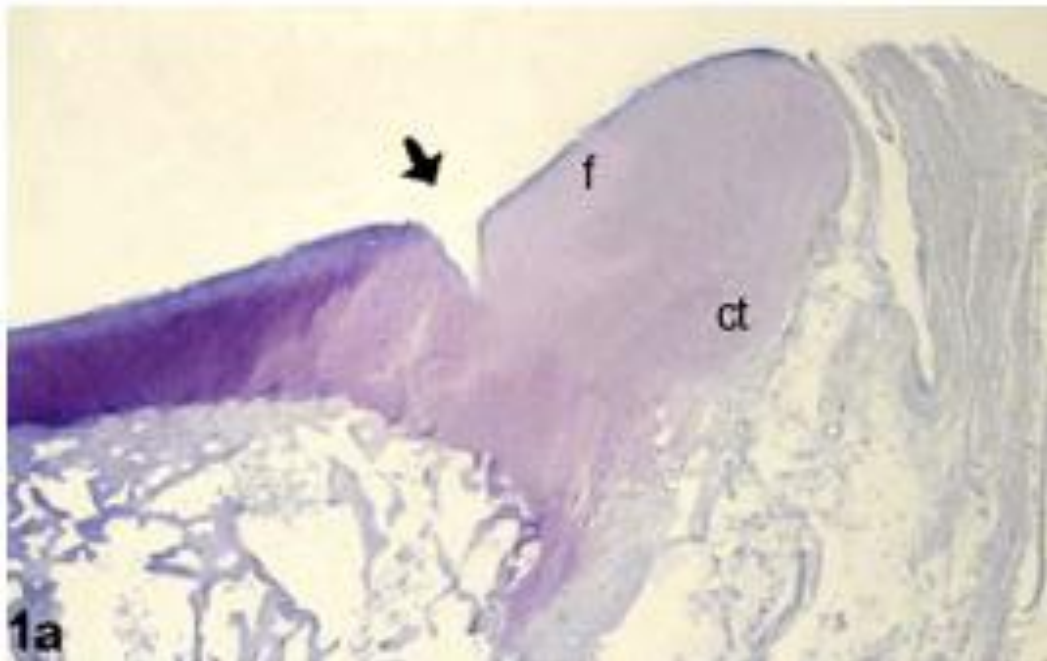


Figure 25: Vue microscopique de la jonction cartilage-fibrocartilage montrant la zone de faiblesse (flèche).

Le LA est composé de trois couches de collagène, avec des fibres de collagène disposées

différemment :

Couche 1 : Les fibres ont une orientation aléatoire.

Couche 2 : Les fibres sont en faisceaux. Les faisceaux se croisent à différents angles. Elles sont plus épaisses dans la direction crâniale, et plus minces dans les directions antérieure et postérieure.

Couche 3 : couche principale - Les fibres ont une orientation circulaire.

Les fibres internes et externes se confondent avec les fibres du ligament transverse du cotyle (33). Cette organisation permet de supporter, sur le versant articulaire des contraintes de compression et de cisaillement et sur le versant capsulaire des contraintes de traction dues au dense tissu conjonctif environnant. La fixation des fibres de collagène du LA au rebord osseux de l'acétabulum est différente en avant et en arrière (34).

Les fibres de collagène antérieures sont parallèles à celles du bord osseux. Cette fixation est donc facilement endommagée par des forces de cisaillement créant une fissure et au maximum désinsertion labrale. En arrière, les fibres se fixent perpendiculairement au bord du cotyle, se confondent avec les fibres de collagène du rebord osseux et, par conséquent, cette insertion est plus résistante aux contraintes de cisaillement (34).

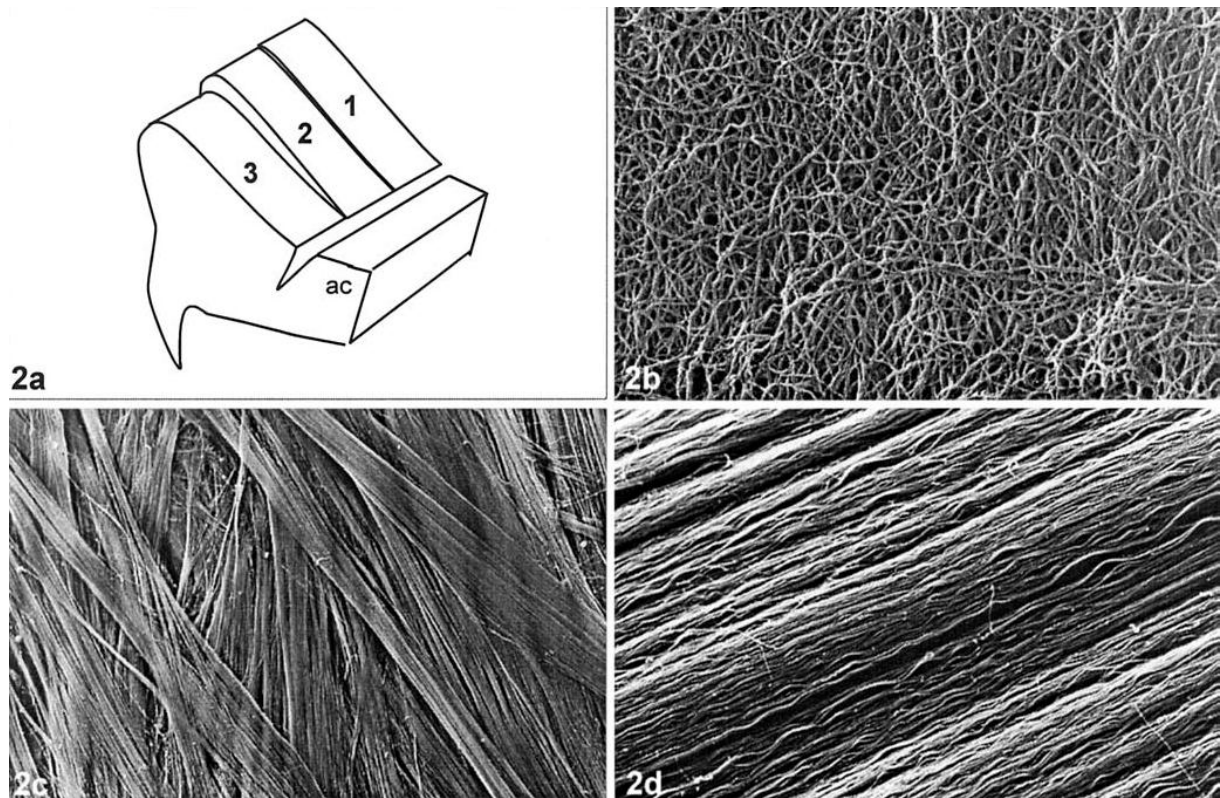


Figure 26 : Orientation des fibres de collagène labrales en trois couches successives.(33)

Lésions labrales

Il existe plusieurs types de lésions labrales. Ces lésions labrales peuvent être classées en :

- lésions labrales traumatiques dans le cas de luxations postérieures de hanche (35).
- lésions labrales micro-traumatiques avec un labrum épaissi et un labrum « déchiré » secondaire à des lésions de cisaillement chez les patients souffrant de CFA.
- labrum dégénératif avec des images de clivage du labrum et la présence de kystes (25).
- déchirures labrales principalement retrouvées dans la partie antéro-supérieure du labrum.

(36)

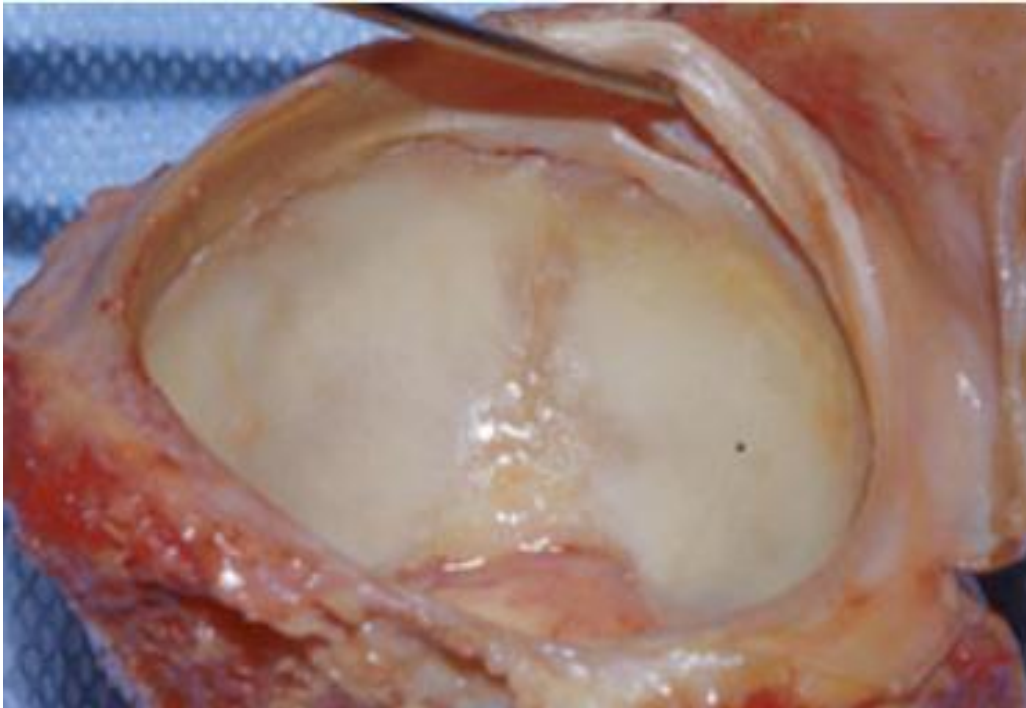


Figure 27 : Vue après dissection et ablation de la tête du fémur d'une désinsertion labrale supérieure.

Rôles identifiés du Labrum :

- Il assure l'étanchéité de l'articulation avec le maintien d'une pression négative entre la tête fémorale et l'acétabulum (seal et vacuum effect des anglo-saxons).
- Il permet le recentrage de la tête fémorale lors du mouvement par effet ventouse et évite la décoaptation de la hanche lors de la locomotion.

Rôle Mécanique du Labrum.

Le Rôle mécanique du labrum acétabulaire est extrêmement débattu. Bien que des travaux de recherche récent aient clarifié son anatomie (33,37,38) et son rôle clef dans l'apparition de pathologie dégénérative de la hanche ; Les détails de sa véritable fonction et de son comportement mécanique n'ont pas à ce jour été élucidés. Konrath et al, (39) n'ont pas, dans leur étude, retrouvé de modifications des contraintes fémoro-acétabulaires après résection

labrale. Cependant, d'autres auteurs ont souligné le rôle fondamental du labrum dans le contrôle de contraintes articulaire (40), par le biais de l'effet « joint » d'étanchéité d'améliorant la stabilité de la tête fémorale (41,42) et la distribution des forces de compression appliquée sur le cartilage articulaire (43). Récemment Saffran et al, ont réalisé une étude in vitro démontrant que les contraintes passant du labrum à la tête fémorale variaient de façon importante lors du mouvement d'adduction/abduction (44). La perte du support mécanique labral entraînait, dans ces études, une augmentation des contraintes au niveau du cartilage articulaire, potentiellement nocive pour ce tissu(44,45). Dans la seule étude en éléments finis analysant de façon spécifique le rôle mécanique du Labrum, les auteurs (46) n'ont pas retrouvé de modification dans la transmission des contraintes fémoro-acetabulaires lors de la « résection » virtuelle du Labrum pour une hanche normale.

Il est à noter que les propriétés mécaniques du Labrum humain « sain » n'ont jamais été décrites, la seule étude évaluant ces caractéristiques a été réalisée à partir de hanche souffrant de pathologie dégénérative (coxarthrose). Ainsi les extrapolations d'analyse en éléments finis sont limitées.

Les objectifs de cette partie de travail de thèse étaient multiples :

- Définir l'épidémiologie des lésions labrales dans une population de patients souffrant de conflit fémoro-acétabulaire.
- Analyser les propriétés morphologiques du labrum et leur variation lors du mouvement.
- Mesurer les variations des contraintes fémoro-acétabulaires et fémoro-labrales lors du mouvement.
- Conclure par la validation des protocoles ci-dessus dans un modèle en éléments finis.

II. Epidémiologie des lésions du labrum acétabulaire.

Etude Clinique épidémiologique des lésions retrouvées par deux techniques d'imageries chez 59 patients souffrant d'un conflit fémoro-acétabulaire.

a) Matériel et Méthodes.

Plusieurs protocoles d'imagerie existent pour le diagnostic du CFA mais aucun n'est réellement validé (47–50). Les pratiques sont différentes selon les praticiens et leur pays d'exercice. L'utilisation systématique de l'A-TDM dans la planification préopératoire pour CFA est variable et quelque peu controversé notamment aux USA. L'A-IRM est l'examen le plus utilisé pour évaluer les lésions labrales (50,51) et/ou cartilagineuses et permet également d'évaluer précisément la morphologie articulaire (52).

L'hypothèse dans cette étude était que l'A-TDM et l'A-IRM présentaient une fiabilité équivalente par rapport au gold-standard arthroscopique dans le diagnostic et le démembrement lésionnel du conflit fémoro-acétabulaire. L'objectif principal de ce travail était de réaliser une étude épidémiologique des différentes lésions retrouvée chez une série de patients souffrant de conflit fémoro-acétabulaire par utilisation de deux techniques d'imagerie distincte, confrontée à l'analyse intra-opératoire considérée comme Gold-Standard.

Nous avons inclus tous les patients bénéficiant du traitement chirurgical du conflit fémoro-acétabulaire sous arthroscopie durant la période de Janvier 2011 à Janvier 2014. Les critères d'exclusions étaient les suivants : patients ne réalisant pas le protocole d'imagerie prédéfini dans le même centre, patients présentant une allergie aux produits de contraste (l'iode ou le gadolinium), patients présentant une contre-indication à l'IRM (présence d'un corps étranger métallique oculaire, un pacemaker, une valve cardiaque métallique, des clips vasculaires anciennement implantés sur anévrisme crânien). Les patients présentant une arthrose

radiologique Tönnis < 2 étaient également contre indiqués (53). Nous n'avions pas de limite d'âge.

Des radiographies du bassin de face et hanche symptomatique de profil ont été réalisées afin de rechercher la présence de signes d'arthrose. La classification de Tönnis a été utilisée (53).

Un protocole d'imagerie a été défini par l'équipe chirurgicale et radiologue. La réalisation de ces examens était obligatoire pour l'inclusion des patients dans l'étude.

<u>Grade</u>	<u>Evaluation de l'arthrose radiologique selon Tönnis [7].</u>
0	- Aucun signe d'arthrose
1	- Léger pincement de l'interligne articulaire - Légère sclérose de la tête fémorale ou de l'acétabulum
2	- Pincement modéré de l'interligne articulaire - Petites géodes de la tête fémorale ou de l'acétabulum - Perte modérée de la sphéricité de la tête fémorale
3	- Pincement sévère de l'interligne articulaire - Grandes géodes de la tête fémorale ou de l'acétabulum - Déformation sévère de la tête fémorale - Nécrose avasculaire

Tableau 8 : Evaluation de l'arthrose radiologique selon Tönnis [7]

Après anesthésie locale de la zone d'effraction cutanée, l'aiguille de calibre 22 est positionnée en intra articulaire par une voie antérolatérale, avec le membre inférieur à 10-15 degrés de rotation interne, un mélange de 10 ml d'iopamidol (300 mg d'iode / ml), gadotéridol (4 mmol / L) avec une solution saline ont été injectés sous amplificateur de brillance. L'A-TDM a ensuite été effectuée, immédiatement suivie par A-IRM.

Les A-TDM ont été réalisés sur une unité hélicoïdale 16 MDCT (LightSpeed 16 Plus, GE Healthcare). Les patients ont été placés en décubitus dorsal, avec la hanche en position neutre.

Après l'acquisition coronale de l'image, le balayage axial est réalisé entre la zone au-dessus de l'acétabulum et le pôle inférieur du petit trochanter. Le balayage a été effectué avec les paramètres suivants: 120 kV, 300 à 350 mA, l'épaisseur de coupe était de 0,625 mm, le champ de vision de 14 cm, le noyau de la reconstruction osseuse, et l'épaisseur de la reconstruction étaient de 1 mm. Des images axiales, obliques sagittal et coronal reformatées parallèles et perpendiculaire au col fémoral ont été obtenus.

Les A-IRM ont été effectuées sur une unité de 1,5 T (Intera, Philips Healthcare) avec corps de bobine. Des séquences similaires ont été obtenues chez tous les patients.

Des images coronal pondérées en T1, turbo-spin/écho (TR / TE, 912/18; FOV, 375 mm; épaisseur de coupe 3 mm; intervalle de tranche, 0,3 mm; matrice, 512 × 512), des images sagittale et transversale FAT supprimées SE pondérée en T1 (TR / TE, 622/14; FOV, 250 mm; épaisseur de tranche, 3,5 mm; intervalle de tranche, 0,8 mm; matrice, 512 × 512), des images transversales pondérées en T2 supprimés en graisse (SE TR / TE, 4057/60; FOV, 375 mm; épaisseur de coupe, 4 mm; intervalle de tranche, 0,4 mm; matrice, 512 × 512), et des images 3D pondérées en T1 en écho de gradient (TR / TE, 11 / 4,6; FOV, 130 mm; épaisseur de tranche, 1,5 mm; matrice, 256 × 256) ont été obtenus avec la hanche en position neutre.

Technique opératoire

Le patient est installé en décubitus latéral avec une flexion de hanche de 20°. Mise en place d'une traction invasive, deux fiches filetées bi-corticales (5 ou 6 mm de diamètre) dans la diaphyse fémorale au niveau du petit trochanter et deux fiches filetées au niveau du toit de l'acétabulum. Le premier temps opératoire correspond à l'analyse du compartiment central avec la recherche et le traitement de lésions labrales (type et localisation), de lésions cartilagineuses acétabulaires et/ou fémorales. Le deuxième temps consiste en l'analyse du compartiment périphérique avec la recherche et le traitement du bump osseux. (54)

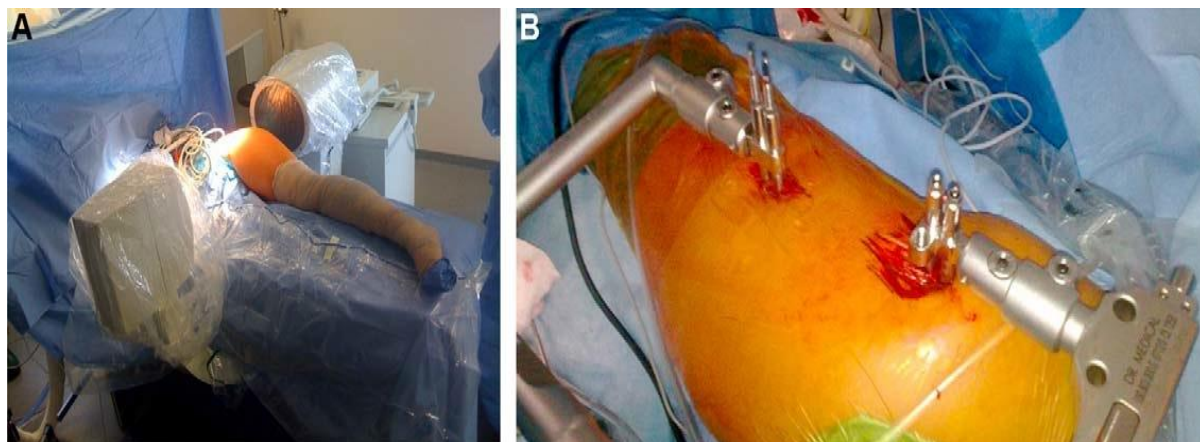


Figure 27: A) Installation en décubitus latéral B) Distraction peropératoire. (54)

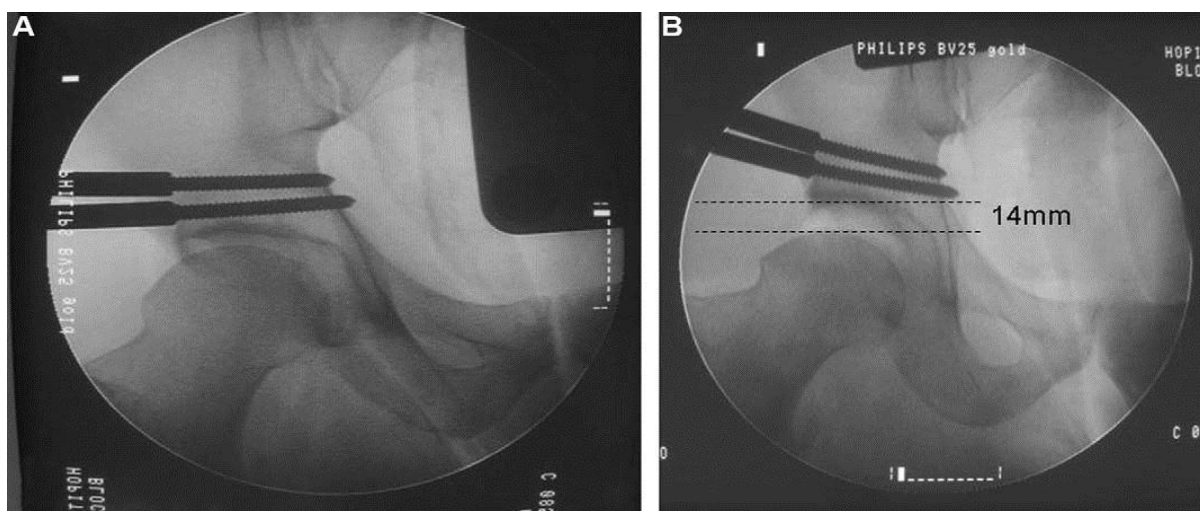


Figure 28: Distraction peropératoire. A. Les broches sont implantées sans traction appliquée. B. La traction est appliquée.

L'anonymat des A-TDM et A-IRM a été réalisé et ces examens ont été évalués après randomisation par deux radiologues spécialisés dans l'ostéo-articulaire avec 4 et 7 ans

d'expérience. Les lectures des examens d'A-TDM et A-IRM ont été séparées par un intervalle de 4 semaines.

Des recherches de lésions labrales, cartilagineuses fémorale et acétabulaire, et la présence de corps étrangers ont été réalisées indépendamment de chaque imagerie. Les résultats obtenus d'A-TDM et A-IRM étaient respectivement comparés aux résultats de l'arthroscopie considérée comme gold standard.

Analyse statistique

Les vrais positifs, faux positifs, vrais négatifs et faux négatifs étaient calculés afin d'évaluer la performance diagnostique de chaque examen.

La sensibilité et la spécificité ont été calculées pour chaque outil diagnostic.

$p < 0,05$ était considéré comme statistiquement significatif pour l'ensemble des analyses, avec un intervalle de confiance IC à 95%.

L'analyse statistique était réalisée avec SPSS Statistics (version 20.0.0 pour Mac OS X, IBM, NY)

b) Résultats

59 patients bénéficiant d'une arthroscopie de hanche durant la période de l'étude ont été inclus dans notre protocole.

Il s'agissait de 59 patients (41 hommes et 18 femmes) et 68 hanches (dont 9 cas bilatéraux incluent à deux temps différents de la période d'inclusion), 15 hanches droites et 19 hanches gauches. L'âge moyen des patients étaient de $36.2 \pm (21-64)$ ans pour un IMC moyen de $26,06 (18,3-39,4)$.

Résultats descriptifs

Des lésions chondrales fémorales ont été retrouvées sur 46 hanches (79%) en A-TDM contre 40 (67%) en A-IRM, 50 hanches (85%) présentaient des lésions chondrales acétabulaires en A-TDM contre 48 (82%) en A-IRM.

Lésion chondrale fémorale	Sensibilité	Spécificité	VPP	VPN
A-CT	1 (0,79-1%)	0,33 (0,12-0,62)	0,62 (0,41-0,8)	1 (0,48-1)
A-IRM	0,7 (0,42-0,92)	0,2 (0,04-0,48)	0,45 (0,24-0,68)	0,43 (0,09-0,82)

Tableau 9: Les propriétés de chaque test en termes de fiabilité pour les lésions chondrales fémorales.

Enfin des lésions labrales ont été retrouvées sur 53 (**89%**) hanches en A-TDM contre 48 (82%) en A-IRM.

Lésion chondrale acétabulaire	Sensibilité	Spécificité	VPP	VPN
A-CT	0,92 (0,74-0,99)	0,17 (0,004-0,64)	0,82 (0,63-0,94)	0,33 (0,008-0,91)
A-IRM	0,92 (0,75-0,99)	0 (0,0-0,6)	0,86 (0,67-0,96)	0 (0,0-0,84)

Tableau 10: Les propriétés de chaque test en termes de fiabilité pour les lésions chondrales acétabulaires

Lors de l'analyse arthroscopique, les lésions chondrales fémorales étaient constatées dans 28 cas (47%) ; les lésions chondrales acétabulaires dans 45 cas (76%) et les lésions labrales dans 47 cas (79%), l'exploration centrale était impossible dans 2 cas conduisant à l'exclusion de ces hanches de la série finale.

Résultats analytiques

Nous avons retrouvé une concordance entre A-TDM et gold standard arthroscopique dans 67% des cas pour le bilan des lésions chondrales fémorales contre 48% en A-IRM ($p < 0,0001$).

Pour le diagnostic des lésions cartilagineuses acétabulaires, il existait une concordance avec l'arthroscopie dans 77% en A-TDM et 79% en A-IRM ($p = 0,7$).

Enfin pour le diagnostic des lésions labrales, nous avons retrouvé une concordance dans 94% des cas en A-TDM contre 93% des cas en A-IRM ($p = 0,7$).

Lésion labrale	Sensibilité	Spécificité	VPP	VPN
A-CT	1 (0,87-1)	0,5 (0,06-0,93)	0,94 (0,77-0,99)	1 (0,16-1)
A-IRM	1 (0,87-1)	0,5 (0,06-0,93)	0,93 (0,77-0,99)	1 (0,16-1)

Tableau 11: Les propriétés de chaque test en termes de fiabilité pour les lésions labrales.

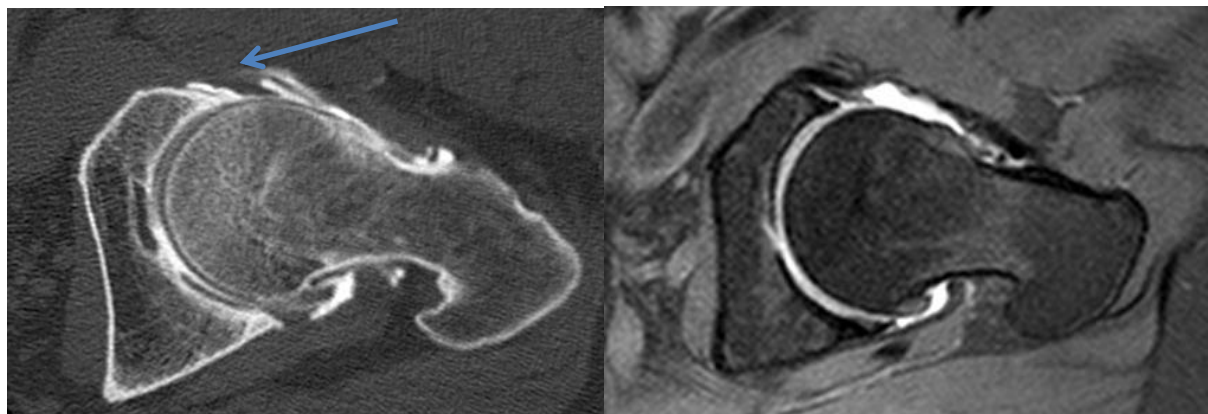


Figure 29 : Lésion labrale (flèche): 7a) coupe axiale arthro-scanner 7b) coupe axiale arthro-IRM

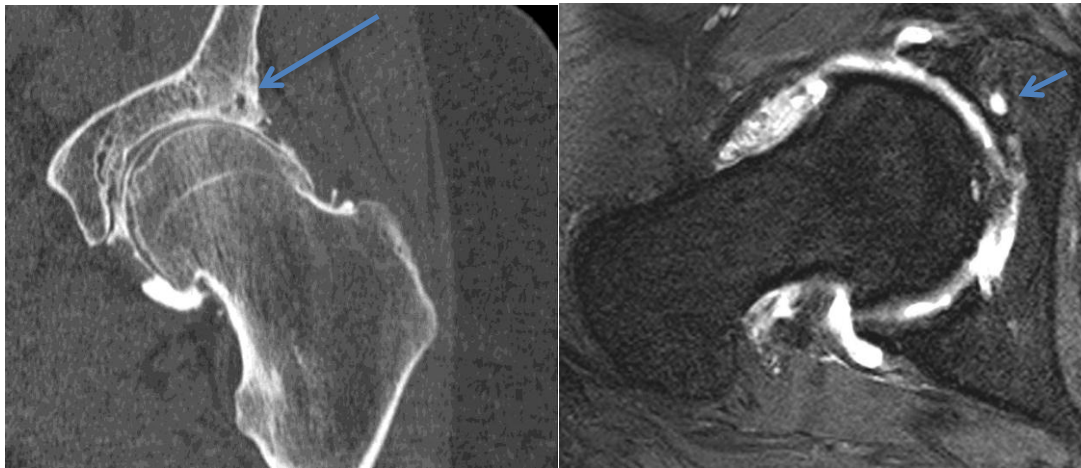


Figure 30: Lésion chondrale (flèche): a) coupe axiale arthro-scanner b) coupe axiale arthro-IRM

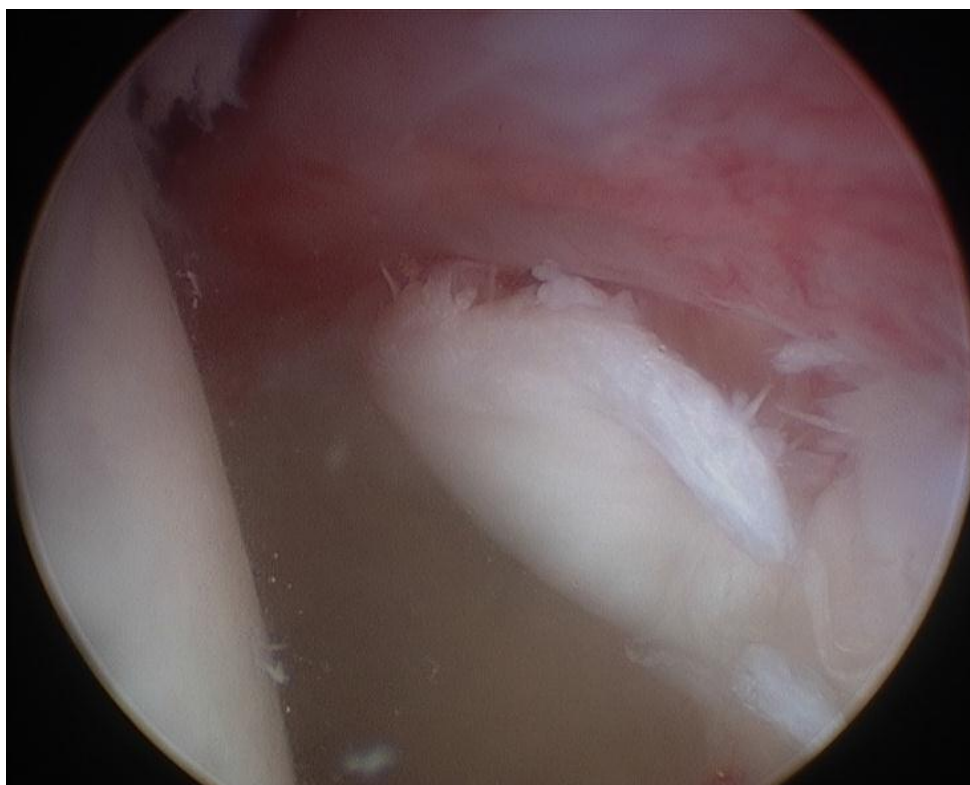


Figure 31: Image arthroscopique d'une déchirure labrale

III. Etude du comportement du labrum acétabulaire lors du mouvement de la hanche (abduction-adduction). Etude ex-vivo sur banc d'essai.

a. Matériel et Méthodes.

Nous avons effectué une Etude ex-vivo de 10 héli-pelvis humains, non appareillés, congelés.

Les spécimens ont été récupérés par le biais du Centre de don du corps université Paris

Descartes, avec le soutien financier de l'Urdia. Chaque échantillon a été maintenu dans un

congélateur à 0 ° C jusqu'à environ 48 heures avant son utilisation, puis décongelé à

température ambiante pendant les essais. L'âge moyen des spécimens était de 63,2 +/- 10,5

ans (extrêmes, 48-74 ans). 5 spécimens provenaient de femmes et 5 d'hommes;

5 étaient des hemipelvis droits. Les échantillons ont été inclus uniquement s'ils présentaient

une articulation fémoro-acétabulaire complètement intacte. Tous les échantillons avec des

déformations osseuses excessives lors de l'inspection physique (pendant la procédure de

préparation) ont été exclus. Plus précisément, les spécimens avec des dommages en raison du

processus de préparation des corps, une arthrose avancée, une chirurgie préalable, du matériel

orthopédique, des antécédents de fractures ou de dysplasie de la hanche ont été exclus.

Préparation des échantillons

Une dissection extracapsulaire a été réalisée laissant la capsule intacte. La partie distale du

fémur et proximale du cotyle ont été fixées en utilisant des plots de polyméthacrylate-

methacrylate (PMMA) (Isocryl, Lang Dental Manufacturing Co) dans une position neutre : la

hanche était ainsi fixée en rotation neutre, flexion/extension neutre et un angle vertical

acétabulaire (VCA) de 40° (déterminé en mesurant l'angle entre une ligne parallèle à l'axe mécanique du fémur et une ligne passant par les points les plus proximaux et distaux du labrum en vue latérale) (39). Les hémipelvis ont ensuite été divisés en deux parties par une coupe passant par une ligne passant par le col du fémur et le centre de la tête fémorale.

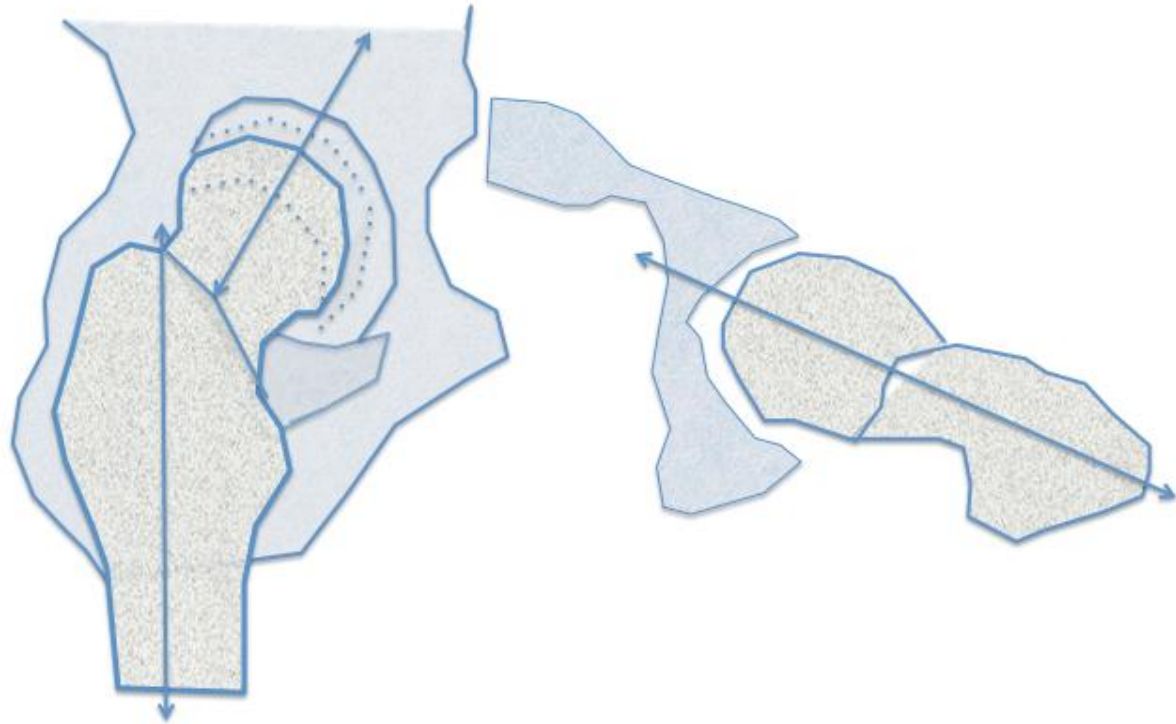


Figure 32 : Axe de division des spécimens

Les spécimens ont été fixés sur un banc d'essai spécifiquement dédié à cette analyse: ce système permettait d'appliquer une charge continue de 700N lors d'un mouvement unidirectionnel (adduction / abduction) du cotyle au-dessus du fémur fixé. Cinq angles de mouvement d'abduction-adduction prédéterminés ont été sélectionnés pour l'analyse des propriétés morphologiques du labrum [9]: adduction maximale (30° adduction: angle vertical acétabulaire de 10°) ; 15° adduction (angle acétabulaire vertical de 25°) ; position neutre, 20° abduction (cotyle vertical angle de 60°) et abduction maximale (40° d'abduction: angle acétabulaire vertical de 80°).

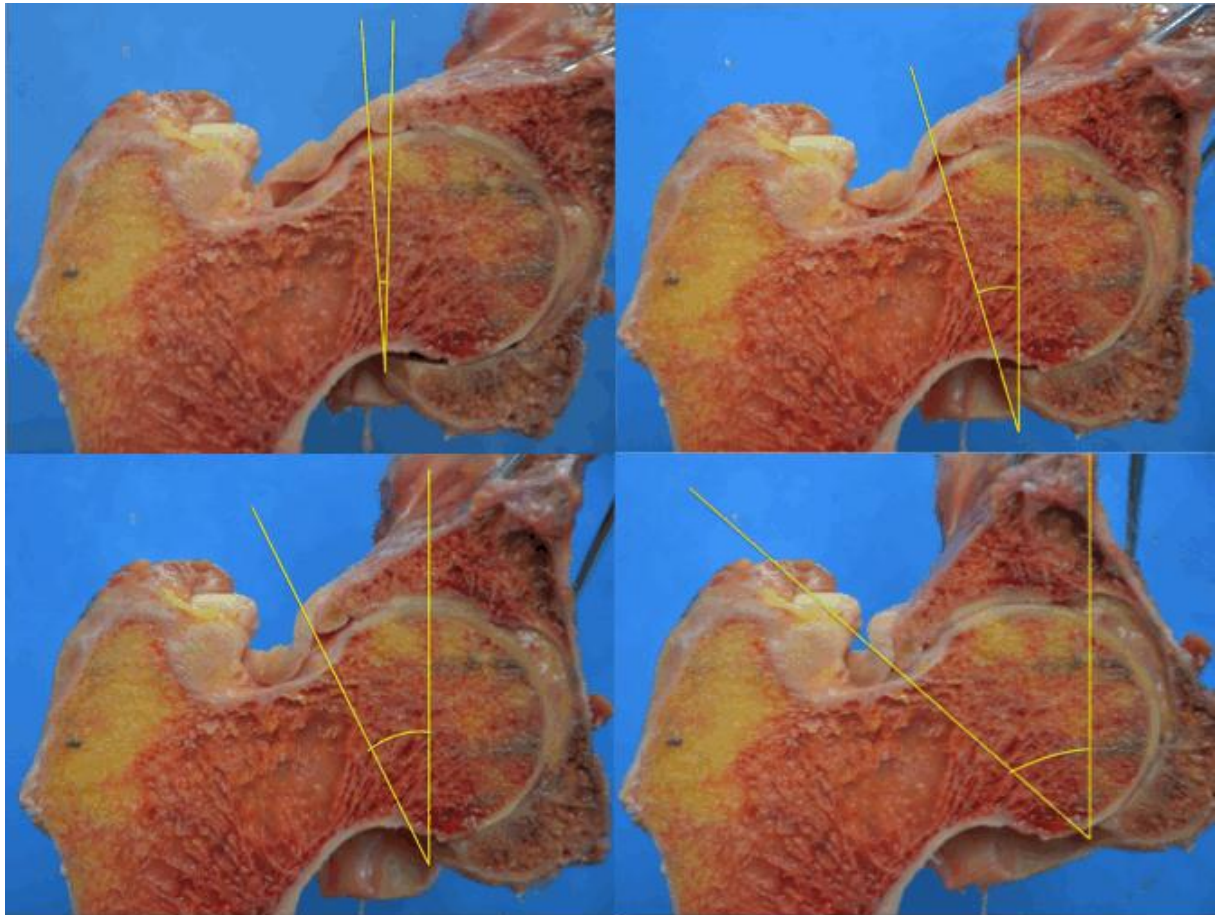


Figure 33: différents angles de l'analyse cinématique

a. 30° adduction (VCA de 10°)

b. 15° adduction (VCA de 25°)

c. Position Neutre (VCA de 40°)

d. 20° abduction (VCA de 60°)

Observation anatomique.

Un appareil photographique Nikon 7500D a permis la réalisation de photographie HD à une distance de 10 cm des spécimens lors de l'adduction-abduction. Les photographie HD digitalisées étaient analysées à l'aide du logiciel Image-J (marque), les paramètres analysés étaient: la Longueur maximale (mm), la Hauteur maximale (mm), l'aire labrale (mm²), l'angle entre les faces capsulaires et articulaires (Angle labral). Enfin nous avons décrit l'évolution de ces paramètres au cours du mouvement sous la forme de ratio (% d'allongement ou le raccourcissement par exemple).

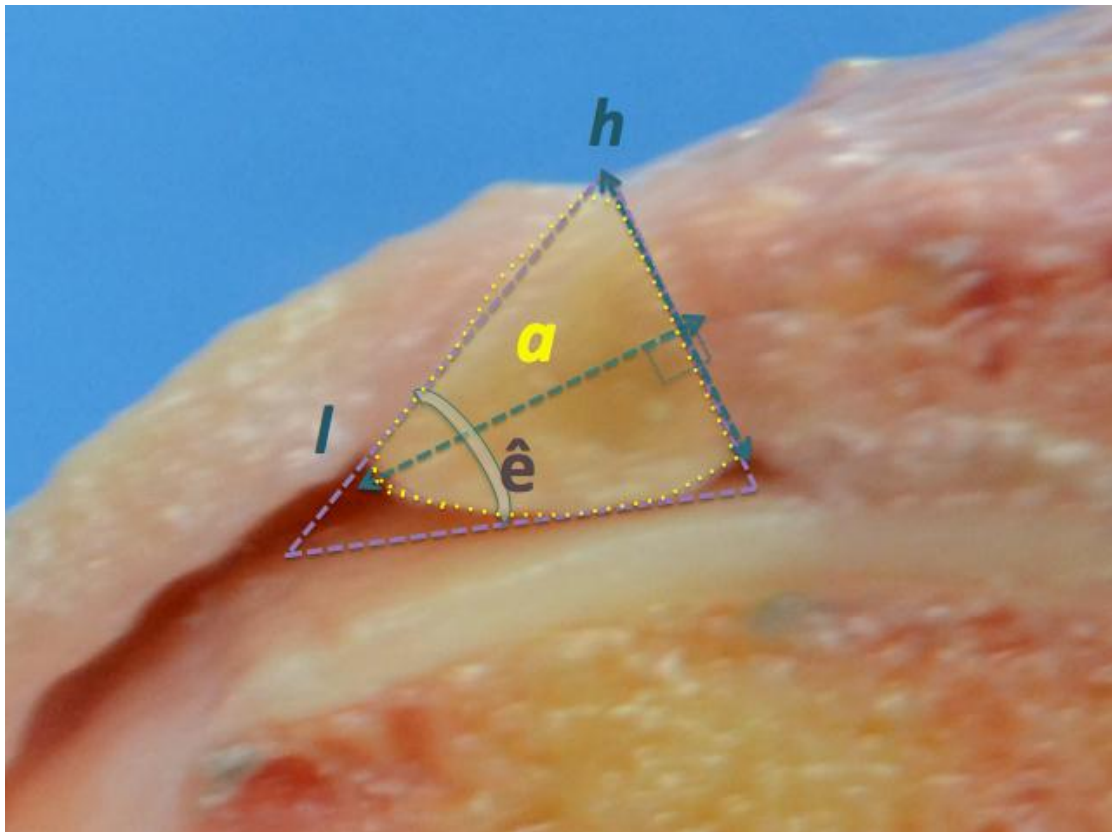


Figure 34 : Paramètres d'intérêt de l'analyse morphologique.

h hauteur maximale

ê angle labral

a aire labrale

l longueur maximale

Analyse statistique.

Les paramètres géométriques ont été décrits par leur médiane et valeurs extrêmes (valeur min-max). Des tests Non-paramétriques (test de Kolmogorov-Smirnov) ont été utilisés pour comparer les paramètres morphologiques du labrum. Toutes les analyses statistiques supposaient des essais bilatéraux, la version PASW Statistics 20 (SPSS, IBM Inc., Chicago, Illinois) a été utilisée. Le seuil de signification statistique a été fixé à $p < 0,05$.

b. Résultats

La fiabilité de nos mesures était évaluée par la mesure des coefficients de corrélation intra-classe, considérés comme bons si supérieurs à 0.8.

Paramètres	Coefficients de Corrélation Intraclasse
Hauteur labrale (mm)	0.93 (0.79–0.97)
Longueur labrale (mm)	0.96 (0.92–0.98)
Angle Labral (°)	0.87 (0.74–0.92)
Aire Labrale (mm ²)	0.90 (0.75–0.96)

Tableau 12. Analyse des coefficients de corrélation intra-classe.

La hauteur du labrum n'a pas changé de 30 ° d'adduction à 40 ° d'abduction: 5 (4.4-6.2mm) à 4,8 (4.3-6.3mm) $p = 0,4$. De Adduction maximale l'abduction maximale la longueur du labrum passait de 5,8 (5.5-6.5mm) à 4,6 (4-5.4mm) $p < 0,0001$, l'angle labral passait de 33 (31-40 °) à 52 (41-59 °) $p < 0,0001$, l'aire labrale passait de 22 (17-27mm²) à 14 (12-17mm²) $p < 0,0001$ (tableau 1).

En ce qui concerne la déformation lors du mouvement complet, labrum raccourcissait de 25,9% (17-28%), ouvrait son angle de 33% (25-38%) et diminuait sa superficie de 34% (30-41%).

Specimens position	30° Adduction	40° Abduction	% Deformation	p
Amincissement	5.13mm (4.42–6.25)	4.76mm (4.29–6.28)	2.5% (0-5)	Ns
Raccourcissement	5.77mm (5.54–6.48)	4.58mm (4.04–5.38)	26% (17–28)	<0.0001
Ouverture de l’angle	33.1° (31.1–39.9)	52.3° (41.4–58.8)	33% (25–38)	<0.0001
Diminution de l’aire	22.13 mm ² (16.98–27.14)	14.21 mm ² (12.08–16.78)	34% (30–41%)	<0.0001

Tableau 13. Analyse des modifications des propriétés morphologiques du labrum durant le mouvement.

Les propriétés physiques du labrum n'ont pas changé au cours du passage de 30 °adduction à la position neutre ; la longueur du labrum passait de 5,8 (5.5-6.5mm) à 5,9 (5.5-6.6mm), l’angle labral passait de 33 (31-40 °) à 35 (32-41 °), l’aire labrale de 22 (17-27 mm²) à 22 (17-30 mm²) et tous les $p > 0,1$.

De la position neutre à 20 ° d'abduction longueur de labrum passait de 5,9 (5.5-6.5mm) à 5,4 (5.2-6mm) $p = 0,009$, angle labral passait de 35 (32-41 °) à 38 (36-51 °) $p = 0,0005$, l’aire labrale passait de 22 (17-30mm²) à 18 (14-25mm²) et $p = 0,2$.

Enfin, entre 20 et 40 ° d'abduction la longueur de labrum passait de 5,4 (5.2-6mm) à 4,6 (4-5.4mm), angle labral passait de 38 (36-51 °) à 52 (41-59 °), l’aire labrale passait de 18 (14-25mm²) à 14 (12-17mm²) tout $p = 0,001$.

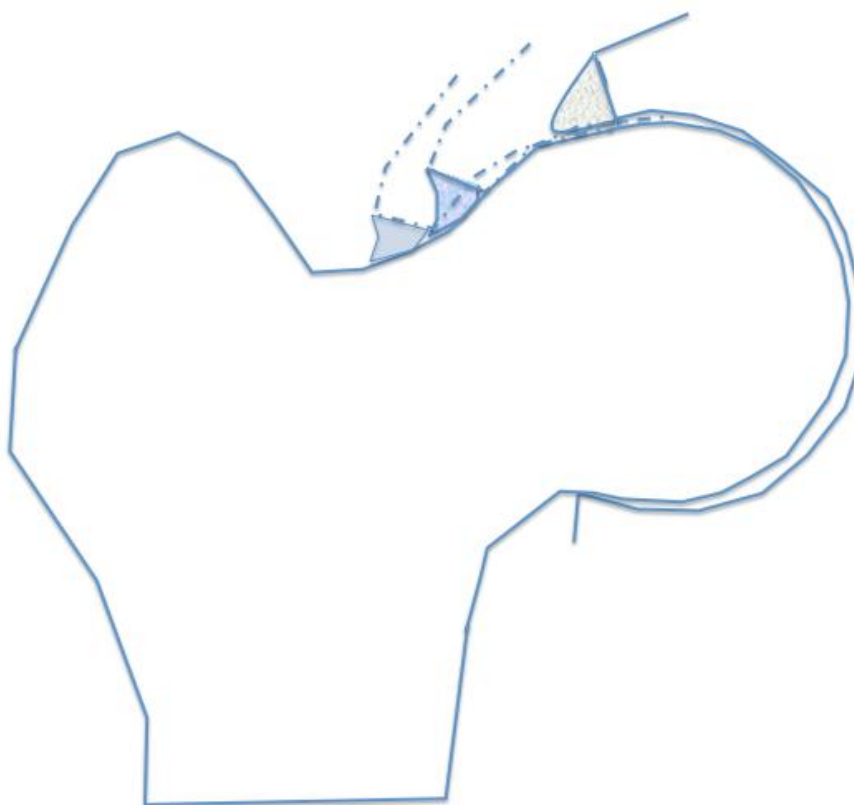
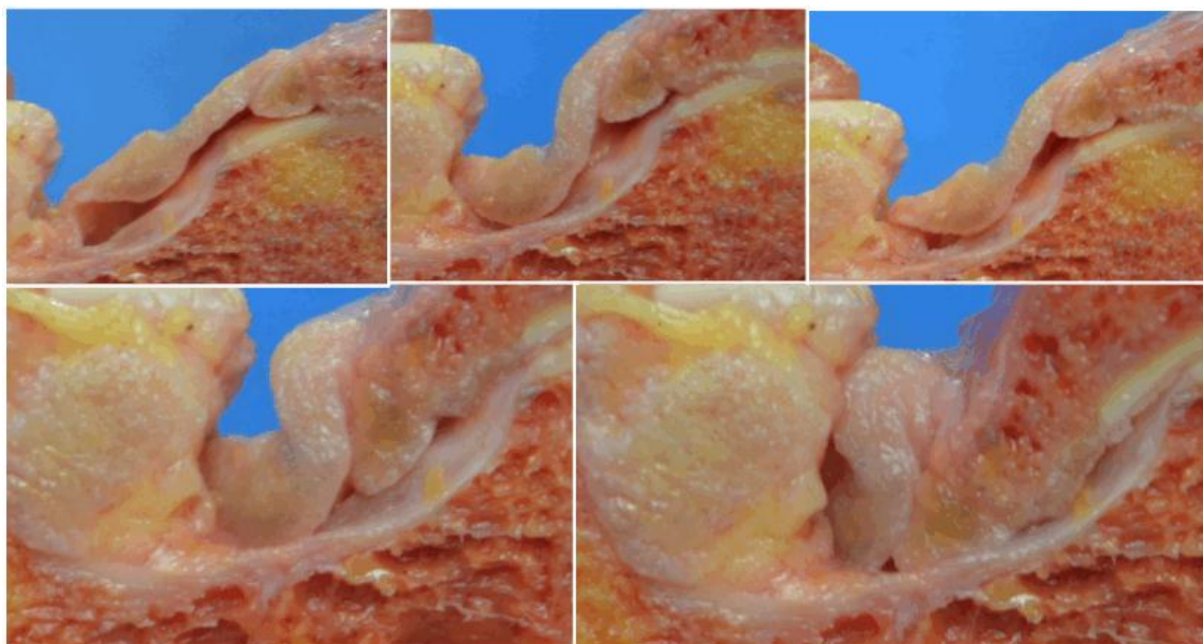


Figure 35 : Illustrant les déformations idéalisées du LA.

IV. Effet de la résection du labrum sur la répartition des contraintes fémoro-acétabulaires. *Etude Ex-Vivo sur banc d'essai.*

a. Matériel et Méthodes.

Préparation des spécimens

Nous avons utilisé la technique de préparation préalablement décrite pour réaliser une analyse ciblée sur les contraintes fémoro-labiales lors du mouvement d'adduction-abduction. Les 10 Hémi-pelvis controlatéraux, à ceux utilisés pour le protocole précédent, ont été préparés de façon similaire afin d'être fixé sur le banc d'essai. Les mêmes degrés de liberté du pelvis au-dessus du fémur étaient autorisés. Trois séries d'analyses étaient réalisées successivement par positionnement de capteurs de force (voir ci-dessous), pour la dernière série une résection complète circonférentielle du labrum était réalisée à la lame froide. Les insertions capsulo-labiales étaient disséquées afin de ne pas ébrécher la capsule articulaire.

Mesure des contraintes

Un système de mesure de contraintes utilisant des capteurs de force piezo-resistifs a été utilisé (Flexiforce™ Sensor A201-100, Tekscan®, Boston, USA). Les capteurs mesuraient 9.5mm de diamètre dans leur zone d'enregistrement et étaient calibrés sur une interface analogique Phidgets 1011 2/2/2 (Phidgets ®Alberta, Canada). La Calibration était réalisée selon les recommandations du développeur en appliquant une force de 500N capteurs en place. Les contraintes enregistrées étaient traitées, après échantillonnage, par le logiciel I-Scan software (v 5.83, Tekscan®, Boston, USA). Initialement un capteur a été fixé sur l'acétabulum sa partie piezo-résistive étant libre sous le labrum, puis dans un deuxième temps trois capteurs ont été positionnés, l'un au sommet de la tête fémorale (Apex), le second sur le col fémoral et le troisième au niveau de la jonction cervico-trochantérienne.

La première série d'analyses permettait de mesurer le transfert de charge entre le fémur et le labrum lors du mouvement, la seconde de faire une cartographie des contraintes fémoro-acétabulaires labrum intact, la troisième de mesurer ces mêmes contraintes labrum réséqué lors du mouvement d'abduction-adduction. La charge appliquée lors du mouvement dans les deux cas était de 700 N (représentant un chargement monopodal pour une personne de 70Kg), la durée du chargement et du mouvement complet (adduction maximale vers abduction maximale puis retour à l'adduction maximale) était de 30 secondes.

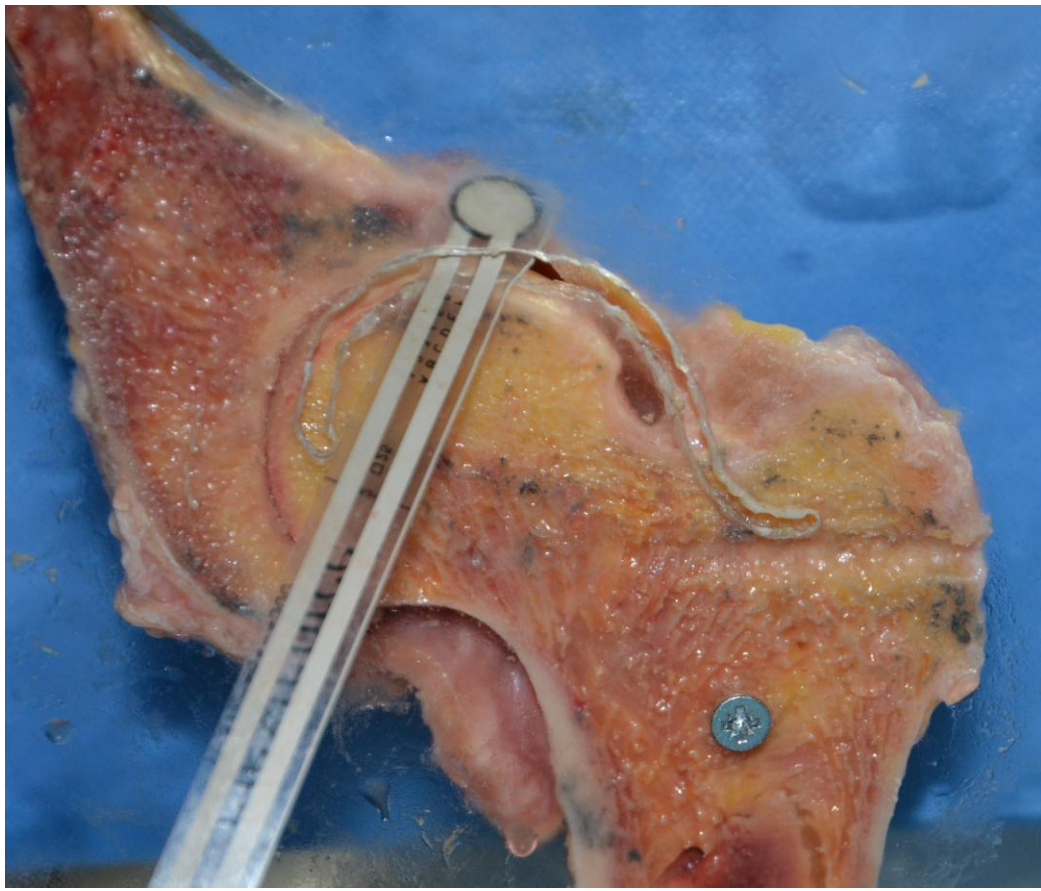


Figure 35 : Insertion du capteur Flexiforce dans la capsule articulaire des spécimens.

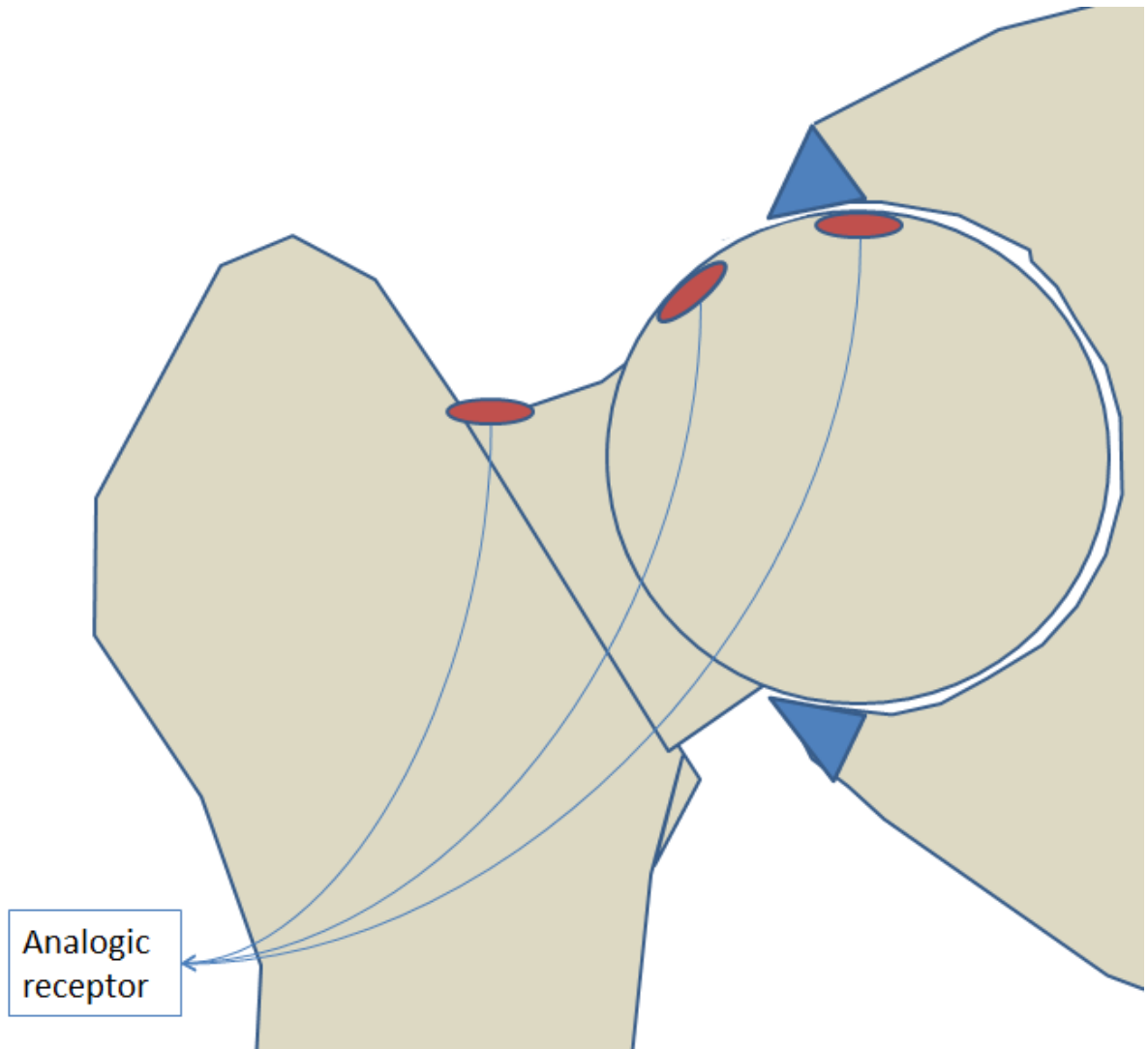


Figure 35 : Position des 3 capteurs de contraintes.

Analyse statistique.

Les paramètres analogiques ont été décrits par leur médiane et valeurs extrêmes (valeur min-max). Des tests Non-paramétrique (test de Kolmogorov-Smirnov) ont été utilisés pour comparer les différentes contraintes fémoro-acétabulaire au cours du mouvement et en fonction de l'état du labrum. Enfin les variations des contraintes labrum intact- labrum réséqué était évaluée par la présentation de la différence des moyennes et son intervalle de

confiance à 95% assortie d'un test non paramétrique de significativité. Toutes les analyses statistiques supposaient des essais bilatéraux, la version PASW Statistics 20 (SPSS, IBM Inc., Chicago, Illinois) a été utilisée. Le seuil de signification statistique a été fixé à $p < 0,05$.

b. Résultats

La validité des mesures a été analysée par l'utilisation des coefficients de corrélation intra-classe (CCI) : nous avons retrouvé un CCI de 0.85 (0.72–0.91) lors de l'analyse itérative (labrum intact et labrum reséqué) de nos mesures.

Description des contraintes Fémoro-labrales.

Les contraintes fémoro-labrales étaient maximale à 40 ° d'abduction (0,15 N.mm-2 (0,12 à 3,08 N.mm-2)) et minimale à 30 ° adduction (0,008 N.mm-2 (0 à 0,08 N.mm-2) et $p = 0,001$).

Ces contraintes ne changeaient pas entre 30 ° de l'adduction et la position neutre: 0,008 (0 à 0,08 N.mm-2) à 0,03 (0,004 à 0,06 N.mm-2) $p = 0,07$.

Elles se modifiaient significativement entre la position neutre et 20 ° d'abduction: 0,03 (0,004 à 0,06 N.mm-2) à 0,09 (0,05 à 1,97 N.mm-2) et $p = 0,005$.

Enfin de 20 à 40 ° d'abduction les contraintes fémoro-labrales augmentaient de 0,09 (0,05 à 1,97 N.mm-2) à 0,15 (0,12 à 3,08 N.mm-2) $p \leq 0,001$.

Description des contraintes Fémoro-acétabulaire labrum intact.

Lors du mouvement d'adduction vers l'abduction les contraintes fémoro-acétabulaire à l'apex de la tête fémorale vont augmenter jusqu'à un maximum de 6,6 (5.2 à 8.6 N.mm-2) en abduction de 20°, les contraintes dans cette zone diminuaient lorsque le mouvement se poursuivait vers 45° d'abduction (2.6 (1.6 à 4. N.mm-2)) pour rejoindre les valeurs mesurées en adduction de 15° (3.4 (1.7 à 4.8 N.mm-2)).

Les contraintes mesurées sur le col du fémur suivent la même évolution avec une valeur maximale en abduction de 20° (6.2 (5.3-8.1 N.mm-2) mais les valeurs élevées de contraintes se maintiennent en abduction maximale (5.7 (4.6-7.6 N.mm-2).

Enfin les contraintes mesurées dans la fossette sont quasi-nulles jusqu'au moment d'abduction maximale avec l'enregistrement de valeur très élevées de contraintes dans les derniers degrés du mouvement (9 (7.2-11.1 N.mm-2).

Description des contraintes Fémoro-acétabulaire labrum reséqué.

La résection du labrum conduisait à des différences significatives dans les contraintes mesurées au niveau de l'**Apex**; à 30° d'adduction (différence moyenne +0.54 N.mm-2 (IC-95% 0.2-0.76 N.mm-2) et p=0.03) à 20° abduction (différence moyenne +1,42 N.mm-2 (IC-95% 0,7-2.1 N.mm-2) et p=0.01) mais surtout à 45° d'abduction (différence moyenne +4,33 N.mm-2 (IC-95% 2.1-6.2 N.mm-2) et p<0,0001)

La résection du labrum conduisait à des différences significatives dans les contraintes mesurées au niveau du **col du fémur**; à 20° abduction (différence moyenne +1,99 N.mm-2 (IC-95% 1.1-2.9 N.mm-2) et p=0.012) et à 45° d'abduction (différence moyenne +3,86 N.mm-2 (IC-95% 2,6-5,9 N.mm-2) et p<0,0001).

Enfin la résection du labrum entraînait une modification majeure des contraintes enregistrée au niveau de la **fossette cervico-trochantérienne** à 45° d'abduction avec une différence moyenne de -4,14 N.mm-2 (IC-95% -6,1 - -3.1 N.mm-2) et p<0,0001) par rapport aux données labrum intact.

Localisation		Mouvement				
	Apex	Adduction 30°	Adduction 15°	Neutre	Abduction 20°	Abduction 45°
Type de mesure <i>N.mm-2</i>	Labrum+	0,8	3,408	5,328	6,672	2,672
	labrum-	1,344*	3,6	6,24	8,096**	7,008*
	Col					
Type de mesure <i>N.mm-2</i>	Labrum+	0,992	2,144	5,216	6,288	5,744
	labrum-	0,368	2,24	5,44	8,272*	9,6**
	Fossette					
Type de mesure <i>N.mm-2</i>	Labrum+	0,16	0,16	0,16	0,16	9,056
	labrum-	0,176	0,176	0,176	0,206	4,912**

Tableau 14. Analyse de l'effet de la résection labrale sur les contraintes fémoro-acétabulaires mesurées en trois points distincts du fémur au cours du mouvement adduction-abduction.

*p<0.05

** p<0.001

V. Discussion

Le résultat principal de notre étude « épidémiologique » est que 80% des patients souffrant d'un conflit fémoro-acétabulaire présentent des lésions labrales. Le dépistage et le traitement précoce de ces lésions labrales du CFA permettent de repousser l'apparition de lésions intra-articulaires irréversibles. L'IRM standard est insuffisante pour visualiser de manière précise les anomalies intra articulaires. Plusieurs études ont démontré la supériorité de l'A-IRM dans le diagnostic des lésions labrales et cartilagineuses. Czerny et al en 1996 (56) ont étudié la performance diagnostique de l'IRM. Cet examen obtenait une Se 0.30 [0.12, 0.54] et une Sp 1.00 [0.16, 1.00]. Smith et al en 2013 (57) indiquaient que la performance diagnostique des lésions labrales était supérieure pour l'A-IRM par rapport à l'IRM conventionnelle avec une sensibilité respective de 0,62(0,57 à 0,66) vs 0,59 (0,49 à 0,70) et une Sp 0,62 (0,57 à 0,66) vs 0,94 (0,90 à 0,97). L'IRM avait la capacité de mieux détecter l'absence de lésions labrales par rapport à l'A-IRM. Certains auteurs reprochaient à l'IRM de ne pas faire la différence entre une déchirure labrale et une lésion dégénérative du labrum et de ne pas diagnostiquer les petites lésions labrales (56). L'utilisation de l'IRM reste limitée par son accessibilité et ses contre-indications d'utilisation (58). Notre étude initiale cherchait à évaluer la performance diagnostique de l'A-TDM et A-IRM pour la détection des lésions labrales et cartilagineuses chez les patients souffrant de CFA. L'A-TDM était comparable à l'A-IRM dans le diagnostic des lésions labrales (respectivement 94% vs 93% avec $p=0,7$) et les lésions chondrales acétabulaires (respectivement 77% vs 79 % avec $p=0,7$) mais significativement plus fiable dans le diagnostic des lésions chondrales fémorales (respectivement 67% vs 48 % avec $p<0,001$). Les résultats de notre étude rejoignent les résultats retrouvés dans la littérature(50,59). Czerny et al en 1999 ont étudié la performance diagnostique de l'A-IRM dans le diagnostic des lésions labrales(56). Cet examen obtenait une Se 0.91 [0.76, 0.98] et une Sp 0,71 [0.29, 0.96]. Byrd and Jones en 2004 (60) obtenaient une Se 0.72 [0.53, 0.86] et

une Sp 0.13 [0.00, 0.53]. La littérature est relativement pauvre sur la performance de l'arthro-scanner dans le diagnostic de ces lésions (50,59). Seules 2 études comparaient les résultats de l'A-TDM et A-IRM versus les résultats de l'arthroscopie dans le diagnostic des lésions labrales et cartilagineuses. Les auteurs avaient aussi évalué la reproductibilité inter observateur. Ils avaient démontré qu'il n'existait pas de différence entre A-TDM et A-IRM d'un point de vue sensibilité pour le diagnostic des lésions labrales par contre l'A-TDM a une plus grande Sp que l'A-IRM. Pour le diagnostic des lésions cartilagineuses, l'A-TDM s'avère le meilleur examen. De plus, dans le diagnostic des lésions labrales, la fiabilité inter observateur était meilleure pour l'A-TDM(50,59). L'évolution de l'A-TDM a montré son intérêt dans l'évaluation du cartilage et du labrum notamment dans d'autres articulations. Yong-Chang Ha et al ont montré dans leur article que l'A-TDM avait des bons résultats dans le diagnostic des lésions labrales avec une Se de 90,7% une Sp de 86,7% (61). Yamamoto et al dans la revue arthroscopie en 2007, ont montré aussi que l'arthro-scanner était utile dans le diagnostic de ces lésions notamment chez les patients contre-indiqués à l'IRM avec un Se de 92,3% et une Sp de 95,2% (62). Nishii et al ont retrouvé des résultats similaires chez des patients présentant des hanches dysplasiques avec une Se de 97% et une Sp de 87% (63). Dans notre étude, la performance diagnostique de l'A-TDM est comparable aux résultats des trois études précédentes.

Cette étude souffre de plusieurs limites. Il n'y avait pas de groupe contrôle. D'un point de vue éthique, il n'était pas possible de réaliser des gestes invasifs chez une population saine. L'évaluation arthroscopique des lésions chondrales est subjective et la modification du cartilage pouvait être sous diagnostiquée. Une double lecture par un autre chirurgien aurait pu être intéressante. De surcroit, à la différence de l'imagerie, l'arthroscopie est probablement moins performante pour diagnostiquer des lésions structurales cartilagineuses ou labrales sans lésion de la superficie. Malgré ces limites cette étude est la première à notre connaissance à

comparer la performance de l'A-TDM et de l'A-IRM dans le démembrement des lésions du conflit fémoro-acétabulaire. Smith et al en 2011 (64) ont réalisé une méta-analyse étudiant le diagnostic des lésions labrales par IRM et A-IRM. Ils obtenaient une Se moyen 0,87 (0,84 à 0,90) et une Sp moyenne 0,64(0,54 à 0,74) pour l'A-IRM vs une Se moyenne 0,70 (0,62 à 0,77) et une Sp moyenne 0,82(0,69 à 0,94) pour l'IRM. Le nombre d'études dans la littérature évaluant la performance diagnostique A-TDM vs A-IRM était faible. Seules 2 études ont été retrouvées, mais elles comportaient des effectifs très réduits (50,59).

Le résultat principal de notre travail « mécanique » est que le labrum possède une fonction capitale dans le transfert des charges fémoro-acétabulaires. Ses paramètres géométriques sont modifiés pendant le mouvement d'adduction/abduction. Les contraintes qu'il reçoit augmentent de plus de 1000% lors de ce mouvement. Enfin sa résection conduit à une augmentation importante des contraintes subies par la partie cartilagineuse du col et de la tête fémorale. Il y a peu de recherche sur les modifications mécanique du labrum et des contraintes fémoro-labrales lors du mouvement, ces dernières sont néanmoins l'origine la plus probable des clivages traumatiques du labrum lors du conflit fémoro-acétabulaire (36,43). L'objectif initial de ce travail était d'identifier les variations physiques du labrum dans sa partie médiane (longueur, hauteur, aire et déformation) lors du passage de l'adduction à l'abduction de hanche. Pour analyser cela, nous avons positionné nos spécimens selon 5 positions de référence sur l'arc de l'adduction / abduction. En outre, nous voulions étudier quantitativement les modifications de la forme du labrum lors du mouvement d'abduction. Ces déformations sont le reflet des contraintes qui s'appliquent sur le labrum en passant de l'acétabulum vers la tête fémorale. Nos résultats confirment l'existence d'une déformation du labrum pendant le mouvement et donc l'existence d'un rôle de transfert de charge de ce fibro-caratilage. Le Labrum en tant que bourrelet cotyloïdien augmente la surface articulaire, et le

volume du cotyle de 22% à 33%, respectivement (40), il crée un joint d'étanchéité qui s'oppose à l'écoulement du liquide synovial à partir du centre de l'articulation vers le compartiment périphérique, il joue, enfin un rôle dans la nutrition du cartilage articulaire (43–45). Le rôle stabilisateur du labrum a été démontré récemment, en particulier dans les amplitudes extrêmes du mouvement (43–45). Crawford et al (43) suggèrent que lors de l'abduction / rotation externe, des contraintes supplémentaires s'appliquent sur la capsule antérieure et le labrum. Nos résultats ont confirmé l'existence lors de l'abduction, de changements de forme de labrum et d'une augmentation des contraintes qu'il supporte.

Dans une étude cadavérique, Dy et al (65) ont étudié par Radiostéréométrie les contraintes mesurées dans la partie antérieure du labrum acétabulaire, (0-2 heures). Ils ont constaté que les contraintes les plus élevées étaient retrouvées à 2 heures (supérieur et antérieur) et que le mouvement de rotation externe/abduction augmentait les contraintes dans la partie antérieure du labrum. Dans une autre étude in vitro pour évaluer les propriétés mécanique du labrum, Ishiko et al (66) ont analysé le quadrant supérieur du labrum, Ils ont identifié des différences dans les contraintes enregistrées en fonction du sexe : le labrum des sujets masculin supportait des contraintes plus fortes, mais comportait un module de Young moyen inférieur à celui du ménisque humain. Ces auteurs suggèrent que la dégénérescence des fibres du bourrelet à la suite de l'arthrose peut influencer sa fonction. Ces études mentionnées ci-dessus sont en conflit direct avec l'étude de 1998 par Konrath et al (39) basée sur l'utilisation de film piezoresistifs et affirmant que le labrum n'a pas de fonction de transfert de contraintes. Il est important de noter que cette étude était réalisée sur des spécimens fixés en extension sans mouvement autorisé de la hanche. Pour générer des déformations tissulaires au-delà de son état basal, une charge doit être appliquée, cette charge doit générer une contrainte supérieure à celle présente dans le tissu dans son état de base (67). Bien que notre étude n'ait pas pour vocation d'évaluer la pathogénèse des fissures, elle démontre que le labrum est soumis à des

contraintes qui peuvent dégénérer en lésions traumatiques lors de mouvements répétés d'abduction maximale(68). L'objectif secondaire de notre étude était d'évaluer les conséquences de la disparition du labrum sur les contraintes subies par le cartilage lors de la mise en charge de la hanche. Nos résultats démontrent que la résection labrale est délétère en ce qui concerne la répartition des contraintes cartilagineuses fémoro-labiales. Nos résultats confirment que le labrum supporte des contraintes lors de la mise en charge mais surtout que sa résection modifie la répartition des forces initialement retrouvées à la jonction cervico-trochantérienne et au détriment du cartilage du col et de la tête fémorale. Ainsi, la résection chirurgicale ou la dégénérescence par traumatismes répétés du labrum acétabulaire est potentiellement un facteur de risque d'arthrose fémoro-acétabulaire précoce.

Notre étude présente plusieurs limites, comme pour toute étude In-vitro, nous avons rédigé notre protocole conscient de ne faire qu'une approximation des conditions In-vivo. L'âge moyen des donneurs est supérieur à celle de la population souffrant de conflit fémoro-acétabulaire. Les fissures labrales sont plus fréquentes avec l'âge sans doute en raison de la perte de la teneur en eau et de l'aggravation de la fragilité de ce dernier. Ainsi la qualité des tissus utilisés dans cette étude a pu influencer les résultats de nos analyses de contraintes et par exemple minorer les différences retrouvées avant et après résection labrale en cas de fissure préalable. L'utilisation de spécimens provenant de sujet plus âgés peut potentiellement limiter la généralisation de nos paramètres à des patients plus jeunes. Cependant, notre étude se veut comparative puisque nous analysons les changements se produisant au niveau du labrum par rapport à un état basal.

Nous nous sommes limités à l'analyse de sujet présentant une anatomie « normale », il est néanmoins probable que les patients souffrant d'un conflit fémoro-acétabulaire, présente également des lésions osseuses causales ou secondaires. Ces variantes de l'anatomie osseuse, de même que celle retrouvées dans les luxations congénitales et la dysplasie de hanche,

peuvent être responsable d'une augmentation des contraintes au niveau du labrum principalement sur son versant antérieur et supérieur (44,69). Une autre limitation de notre analyse concerne les potentielles modifications des conditions mécaniques locales entraînées par la dissection des parties molles péri-articulaires. La suppression des muscles et tendons (en ne laissant que la capsule en place) modifie probablement la cinématique articulaire que nous avons analysée dans notre objectif principal. De même la division en deux des hémipelvis peut introduire des biais indésirables, en contraignant la position du fémur et du bassin pour augmenter la stabilité de l'articulation restante. Enfin, nous avons ciblé notre analyse sur une portion étroite du labrum, notre étude n'ambitionnait pas de réaliser une description très précise des contraintes fémoro-acétabulaires, nous avons positionné nos capteurs afin de visualiser la portion supérieure et antérieure du labrum. Cette zone semble être une zone clef dans la compréhension de l'environnement mécanique fémoro-acétabulaire, elle supporte en effet une grande partie du transfert de contrainte entre le cotyle et la tête fémorale (44,69).

Bien que le comportement mécanique du labrum puisse-être différent In-vivo dans des conditions où les tissus péri-articulaires sont intacts, nous pensons que cette étude propose une approximation satisfaisante du comportement potentiel de la partie antéro-supérieure du labrum acétabulaire. Malgré ces limites, ce travail est à notre connaissance le premier à décrire le comportement mécanique de la portion antéro-supérieure du labrum pendant le mouvement. Nos résultats peuvent fournir des clefs pour comprendre le rôle mécanique du labrum lors de l'abduction de hanche.

VI. CONCLUSION : MODELE EXPLICATIF.

Etude en éléments finis du rôle mécanique du labrum acétabulaire.

a) Matériel et Méthodes.

Nous avons sélectionné les images tomodensitométriques d'un patient de 33 ans (70kg IMC 26kg.m^{-2}) souffrant de conflit fémoro-acétabulaire parmi une série de 59 patients participant à une étude clinique associée à ce projet. Le mode de sélection se basait sur : l'existence d'un arthro-scanner, sans lésion labrale ou chondrale majeure, sans atteinte osseuse (dysplasie, bump, effet pince) pouvant modifier la reconstruction volumétrique du fémur et du bassin.

Tous les sujets inclus dans cette étude avaient donné leur consentement éclairé et ont été inclus après l'approbation de la CIL de notre établissement.

Les patients avec une couverture acétabulaire insuffisante (analysée par évaluation de l'angle HTE (HTE horizontal tip to edge angle)). Les patients présentant des angles inférieurs à 20° ont été identifiés comme atteints de dysplasie acétabulaire.

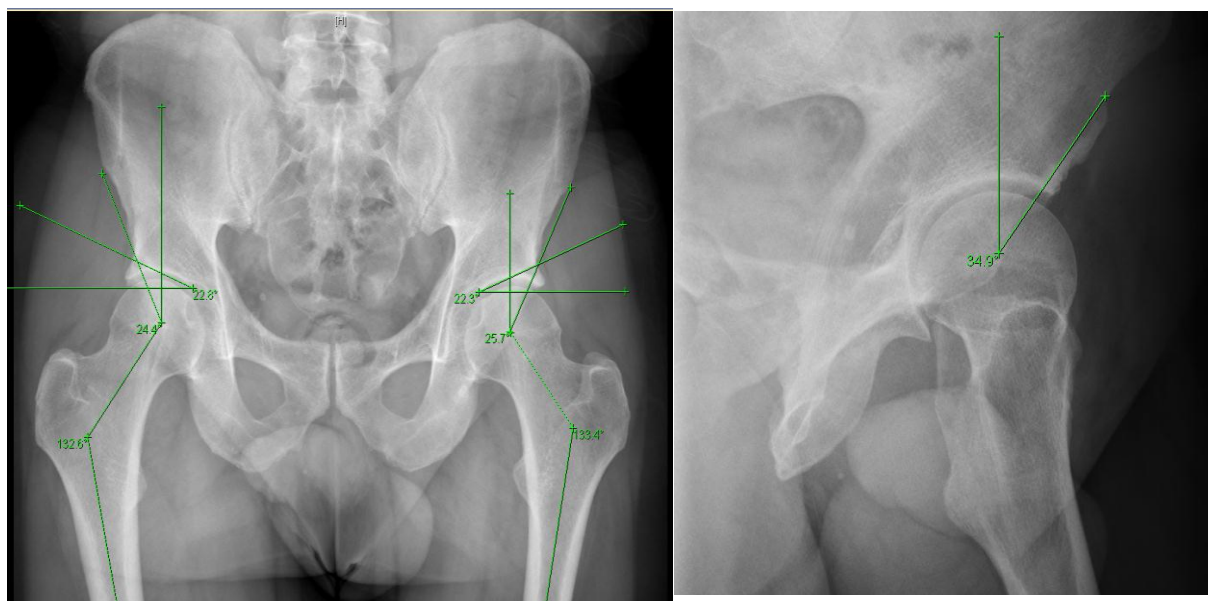


Figure 36. Coxométrie du patient sélectionné. Le patient présentait les éléments suivants :

CC'D = 132.8° ; VCE = 24.4° ; HTE = 22.8° ; VCA = 34.9°.

L'acquisition des données volumétriques était réalisée en utilisant un arthro-scanner. Environ 20 ml d'un mélange 2:1 de 1% de chlorhydrate de lidocaïne à iohexol (Omnipaque 350, GE Healthcare, Princeton, NJ) était injecté dans l'espace articulaire.

Les images tomodensitométriques ont été acquises avec un champ englobant le bassin entier et les deux fémurs (30cm de diaphyse sous la tête fémorale), 512 × 512 matrice d'acquisition, et 1 mm tranche épaisseur.



Figure 37. LA (flèche) visualisé lors d'un Arthroscanner.

La segmentation des données volumétriques a été réalisée avec une combinaison de seuillage et techniques manuelles, en utilisant le logiciel Mimics 14.12 (Materialise, Belgium). Les images étaient ré-échantillonnées à une résolution plus élevée avant la segmentation ($0,22 \times 0,22 \times 0,33$ mm³ voxel efficaces). La limite entre le cartilage et le bourrelet n'était pas visible sur ces reconstructions, nous avons déterminé cette limite comme étant située à la jonction entre la partie concave et convexe du rebord externe du cotyle.

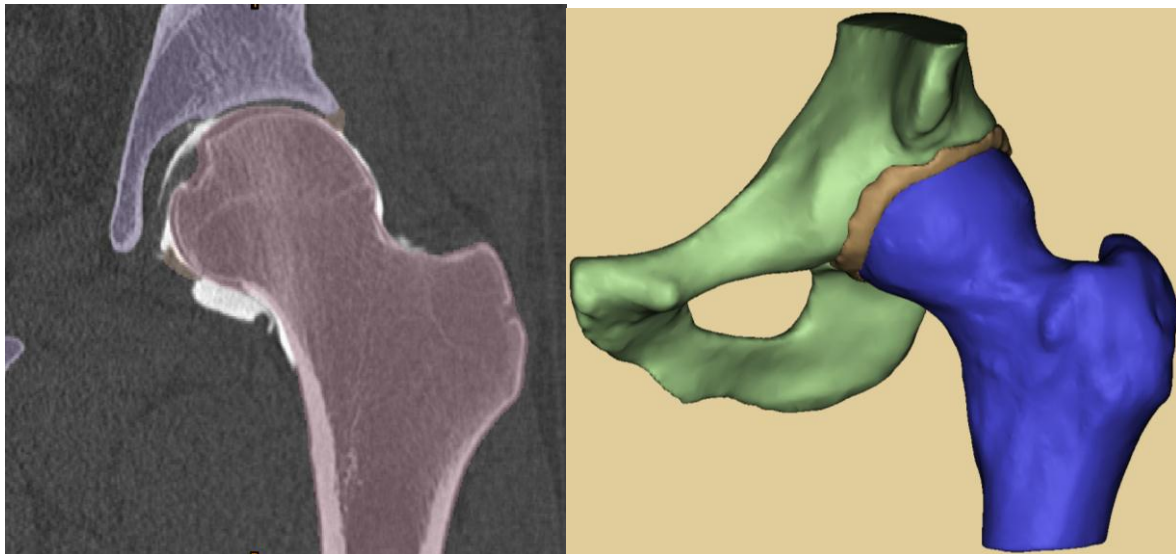


Figure 38. Reconstruction utilisant Mimics.

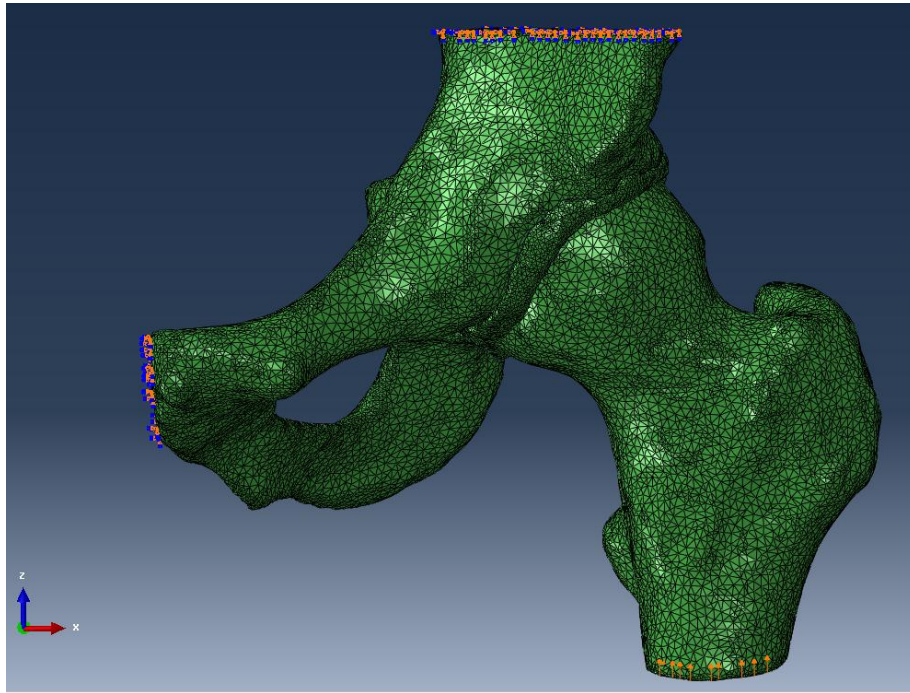


Figure 39. Maillage fin sous GMSH

Les formulations d'élément et la densité du maillage pour les os et le cartilage ont été basées sur les travaux d'Anderson (15). Les mailles du cartilage et du labrum ont été générées à partir des surfaces segmentées en utilisant le logiciel GMSH (Leuven, Belgique). Le maillage s'effectue ici en indiquant la longueur caractéristique souhaitée des côtés des triangles/arêtes des tétraèdres, ce qui permet d'obtenir des éléments finis assez uniformes. La valeur cible choisie pour le labrum était de 1,0 mm. Un contrôle de qualité des tétraèdres a été réalisé lors de l'optimisation du maillage, permettant de vérifier qu'il n'y avait pas de tétraèdre plan.

Les éléments ont d'abord été testés séparément, en appliquant uniquement un chargement sur leur surface pour vérifier que les calculs convergeaient bien avec les maillages choisis. Un tel test permet notamment de voir si des éléments tordus ou quasi-plans sont présents dans le maillage empêchant le calcul. Les propriétés matérielles suivantes ont été attribuées et conservées pour le reste de l'étude :

Matériau	E (MPa)	ν
Os (Pelvis, Fémurs)	10 000	0,3
Cartilage	10	0,4
Labrum	10	0.48

Tableau 15. Propriétés matériau utilisés

Les différents éléments ont ensuite été assemblés. Il a été choisi d'encastrer l'os iliaque dans sa partie supérieure et sur un côté, pour éviter toute rotation de l'ensemble, et d'appliquer un déplacement sur la partie inférieure du fémur, selon l'axe z correspondant environ à l'axe du fémur. Des contraintes ont ensuite été ajoutées au modèle en utilisant le logiciel ABACUS (Hibbitt, Karlson and Sorensen Incorporated, Pawtucket, Rhode Island, United States). La contrainte « Tie » d'Abaqus, correspondant à une « fusion » de deux surfaces les obligeant à ne pas avoir de mouvement relatif de l'une par rapport à l'autre, a été créée entre le bord de l'acétabulum et la face du labrum s'appuyant dessus. Une contrainte de contact a été établie entre la tête fémorale et la face interne du labrum. Ce contact était défini par un comportement tangentiel sans frottement et un comportement normal utilisant la méthode d'application des contraintes classique des multiplicateurs de Lagrange.

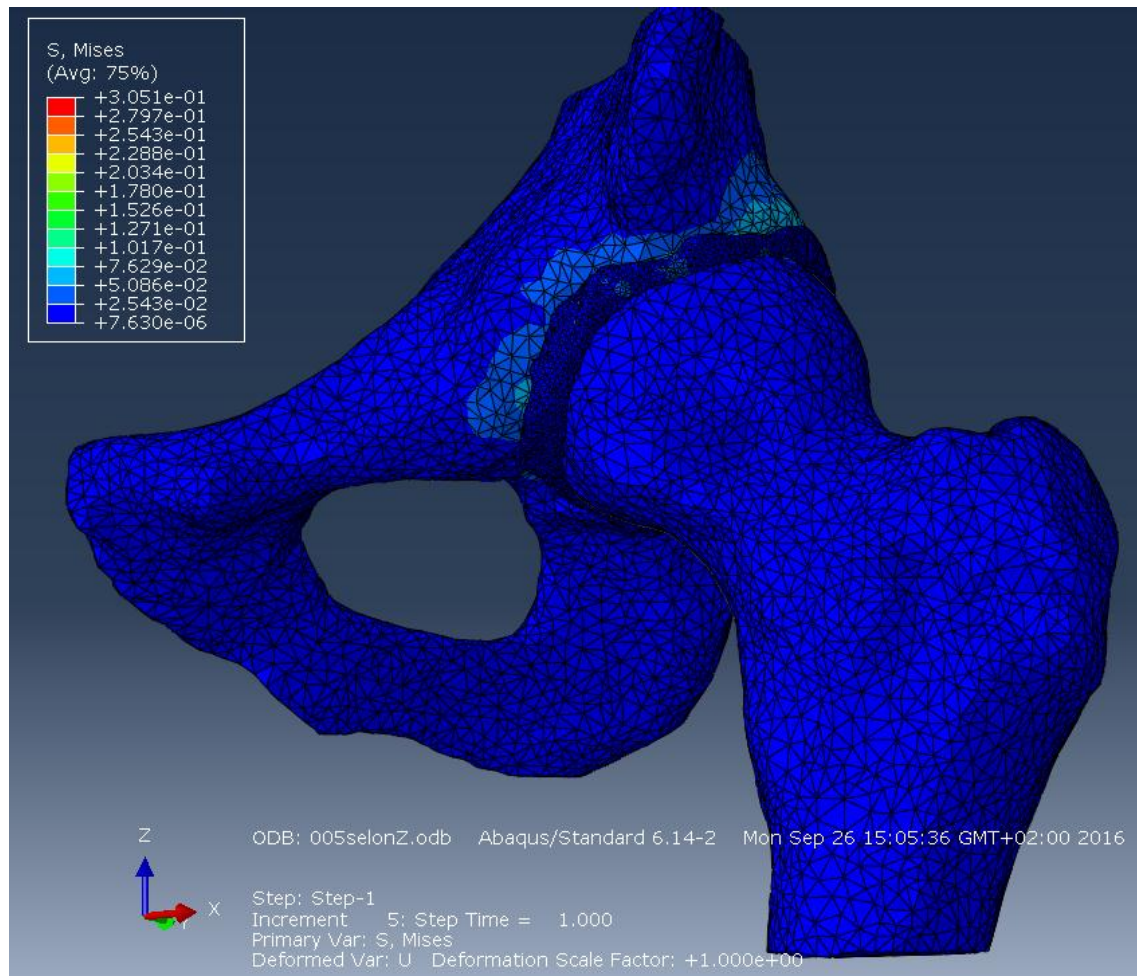


Figure 40. Importation et premier essai de mise en charge sous Abacus.

Des essais ont été réalisés avec et sans labrum, en effectuant différents déplacements selon l'axe z. L'encastrement de l'os iliaque a été conservé. Pour le test avec labrum, différentes contraintes ont été mises en place. Tout d'abord, des contraintes « Tie » ont été créées entre les cartilages et leurs os respectifs, ainsi qu'entre la base du labrum et d'une part l'os iliaque, d'autre part le cartilage. Ensuite, un contact a été établi entre l'intérieur du labrum et le cartilage de la tête fémorale, ainsi qu'entre les deux cartilages.

Pour le test sans labrum, la géométrie de l'articulation n'a pas été modifiée. Le labrum a juste été retiré du modèle précédent. Les « Tie » relatifs aux os et à leurs cartilages sont conservées et un unique contact est imposé entre les deux cartilages.

b) Résultats.

Nous n'avons pas à ce jour terminé notre série d'analyse en éléments finis sur le LA, les modèles réalisés devant être améliorés sur plusieurs points. Toutefois, nous avons pu mettre en évidence l'existence de contraintes à l'interface Labrum-tête fémorale.

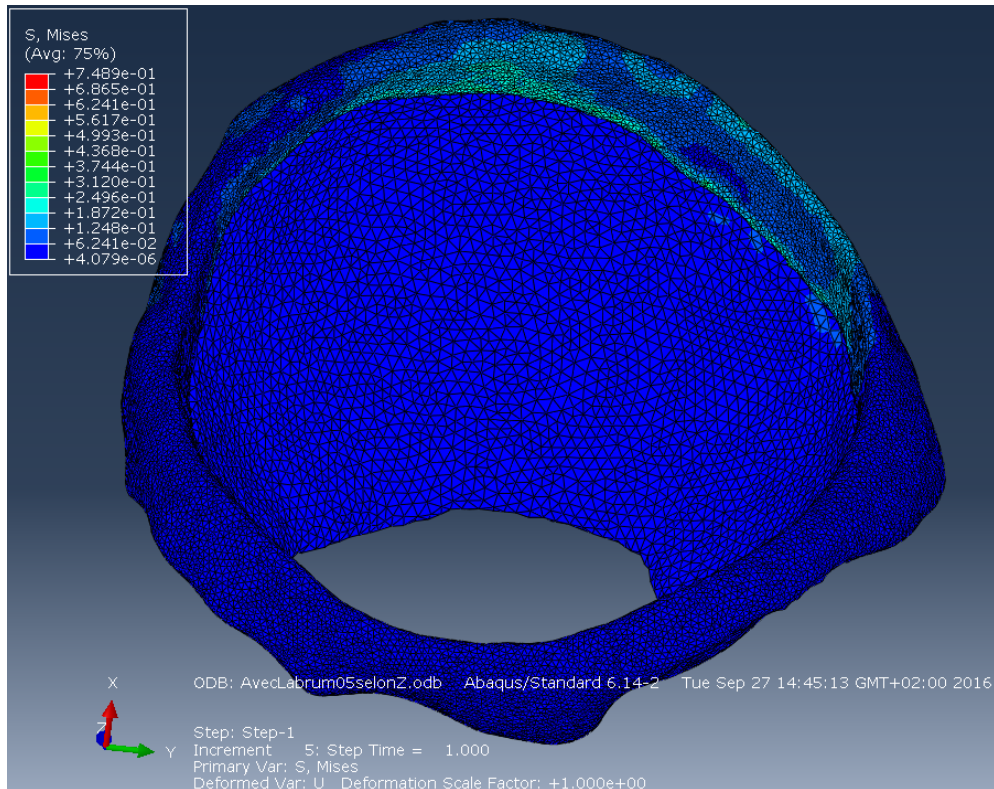


Figure 41. Visualisation des contraintes s'appliquant sur le LA.

Il existait également des différences au niveau des contraintes fémoro-acétabulaires enregistrées au niveau du cartilage acétabulaire dans les modèles avec et sans labrum.

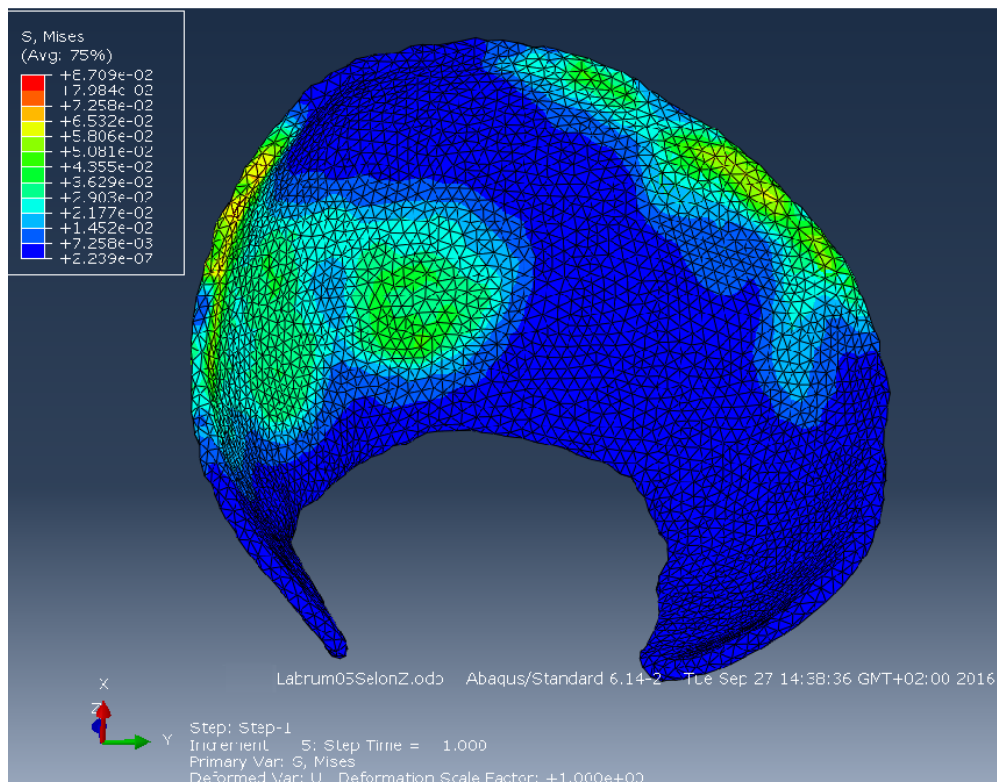


Figure 42. Visualisation des contraintes s’appliquant sur le cartilage acétabulaire dans le modèle LABRUM INTACT

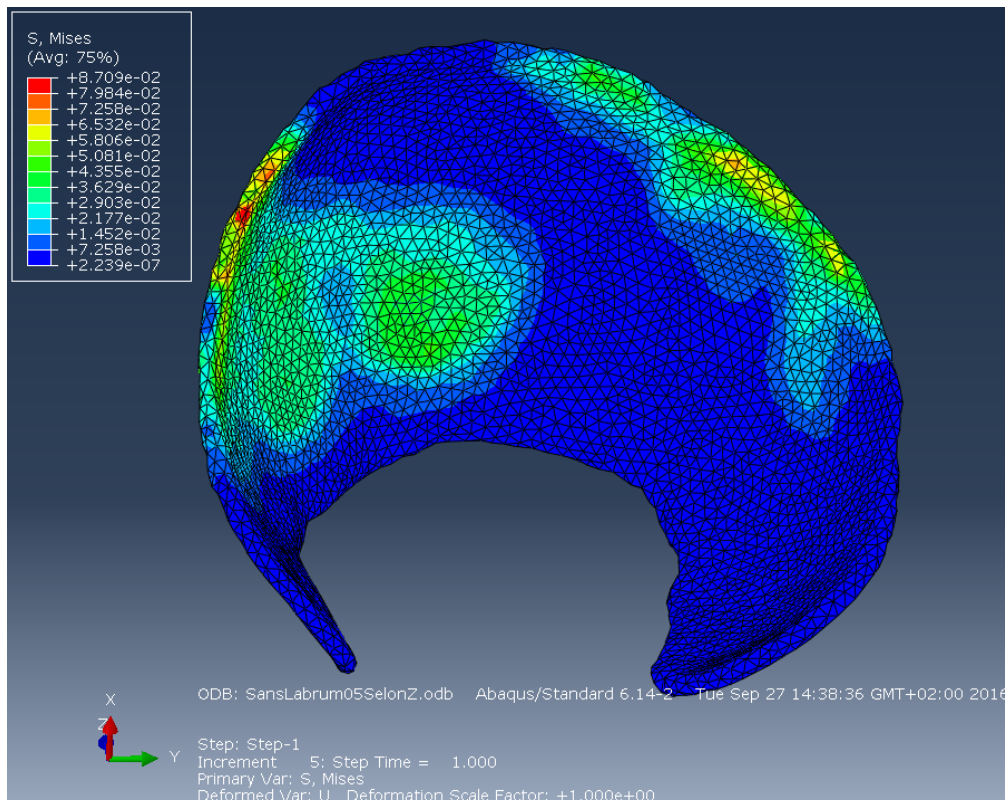


Figure 43. Visualisation des contraintes s’appliquant sur le cartilage acétabulaire dans le modèle LABRUM Reséqué.

La résection du labrum conduisait à une augmentation modérée des contraintes au niveau du cartilage du rebord acétabulaire. Ces résultats préliminaires vont dans le sens de notre hypothèse tout en étant inférieur aux prévisions formulées après notre étude par capteurs piezo-résistifs. Cela s’explique sans doute par plusieurs points sur lesquels nous travaillons actuellement pour améliorer notre modèle :

1. *Difficulté dans le choix des valeurs choisies pour le module d’Young et le coefficient de Poisson du Labrum.*

On trouve dans la littérature des valeurs allant de 0,45 à 30 MPa pour le module d’Young du cartilage articulaire. Nous avons mis en place une analyse par nano-indentation, celle-ci permettra de caractériser mécaniquement des échantillons provenant de patients opérés pour fracture du col du fémur (mise en place d’une PTH et résection labrale). Dans la littérature

actuellement disponible, de tels essais d'indentation de labrum humain n'ont jamais été effectués.(70)

2. Qualité de la modélisation.

Pour être plus proche de l'articulation réelle de la hanche, il serait intéressant de rajouter le ligament transverse de l'acétabulum qui possède des propriétés mécaniques différentes de celle du labrum, ainsi que le fluide synovial dans lequel baignent les surfaces articulaires.

De plus, pour obtenir une géométrie plus fidèle, il serait intéressant d'améliorer la méthode d'obtention des clichés d'arthroscanner, afin de mieux visualiser le labrum, comme le recommande Henak (46).

Enfin la gestion de la modélisation de l'interface Labrum-Cartilage semble être la clef d'une analyse correcte. Lors de nos modélisations successives cette interface s'est révélée être la zone la plus complexe à reconstruire.

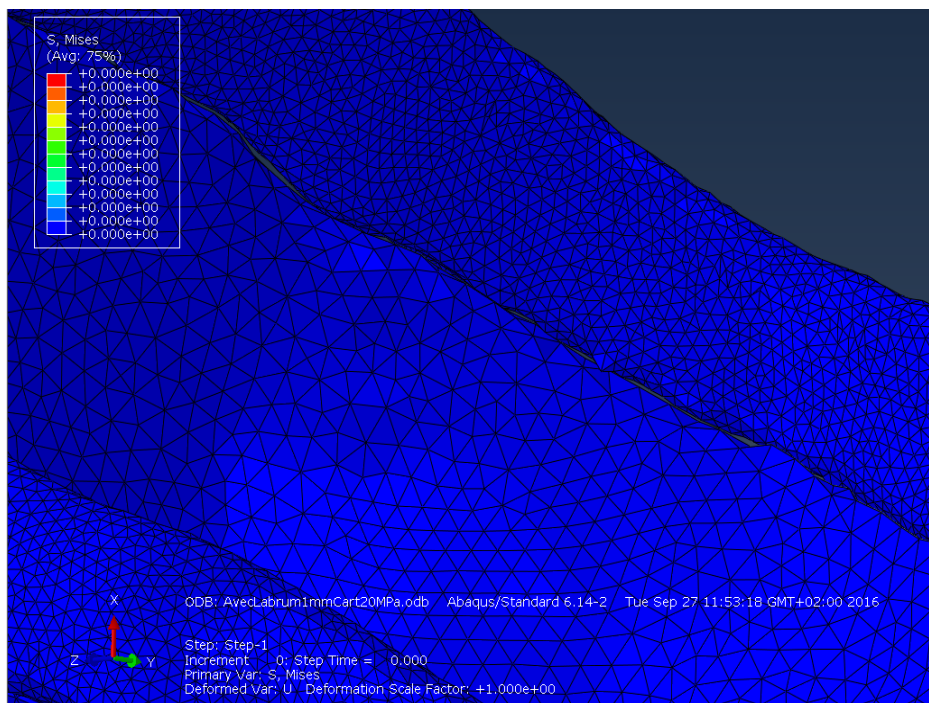


Figure 44. Vue des lacunes de maillage à la jonction labrum-cartilage.

L'existence de brèche entre le labrum et le cartilage acétabulaire compromettait l'analyse en éléments finis par perte de continuité locale. Cette brèche n'existe pas In-Vivo, la couche la plus articulaire du labrum se fondant avec le cartilage environnant.

3. Modélisation de l'abduction.

Nos travaux ont permis de démontrer que le rôle mécanique du Labrum est prépondérant lors de l'abduction maximale. Aucun des modèles en éléments finis décrits ci-dessus (ni ceux présentés dans la littérature) ne prennent en compte ce paramètre dynamique. L'intégration du mouvement contrôlé du fémur sous le bassin par le muscle moyen fessier notamment est en cours de réalisation.

VII. RESUME DE LA SECONDE PARTIE.

L'hypothèse de cette seconde partie était que le labrum acétabulaire jouait un rôle direct dans la transmission des contraintes fémoro-acétabulaires.

Nous résultats permettent de soulever plusieurs conclusions :

- Les lésions labrales sont présentes chez la plupart des patients souffrant d'un conflit fémoro-acétabulaire.
- Le labrum se déforme lors du mouvement d'abduction de hanche, soulignant le passage de contraintes par ce dernier lors des échanges fémoro-acétabulaires.
- La résection du labrum conduit à une augmentation des contraintes sur le cartilage adjacent.

Au final par une approche multimodale, nos travaux permettent de confirmer l'hypothèse selon laquelle le labrum acétabulaire joue, en sus de ses fonctions déjà décrites, un rôle déterminant dans la transmission des contraintes fémoro-acétabulaires.

REFERENCES.

1. Maillefert JF, Tavernier C, Toubeau M, Brunotte F. Non-traumatic avascular necrosis of the femoral head. *J Bone Joint Surg Am.* 1996 Mar;78(3):473–4.
2. Aldridge JM, Urbaniak JR. Avascular necrosis of the femoral head: etiology, pathophysiology, classification, and current treatment guidelines. *Am J Orthop Belle Mead NJ.* 2004 Jul;33(7):327–32.
3. Dudkiewicz I, Covo A, Salai M, Israeli A, Amit Y, Chechik A. Total hip arthroplasty after avascular necrosis of the femoral head: does etiology affect the results? *Arch Orthop Trauma Surg.* 2004 Mar;124(2):82–5.
4. Assouline-Dayana Y, Chang C, Greenspan A, Shoenfeld Y, Gershwin ME. Pathogenesis and natural history of osteonecrosis. *Semin Arthritis Rheum.* 2002 Oct;32(2):94–124.
5. Bergmann G, Rohlmann A, Graichen F. [In vivo measurement of hip joint stress. 1. Physical therapy]. *Z Für Orthop Ihre Grenzgeb.* 1989 Dec;127(6):672–9.
6. Nishimura Y. [The role of mechanical stress on the femoral head in the occurrence of femoral head lesions in spontaneously hypertensive rats]. *Nihon Seikeigeka Gakkai Zasshi.* 1991 Sep;65(9):767–74.
7. Kim HKW, Aruwajoye O, Stetler J, Stall A. Effects of non-weight-bearing on the immature femoral head following ischemic osteonecrosis: an experimental investigation in immature pigs. *J Bone Joint Surg Am.* 2012 Dec 19;94(24):2228–37.
8. Ollivier M, Parratte S, Lecoq L, Flecher X, Argenson J-N. Relation between lower extremity alignment and proximal femur anatomy. Parameters during total hip arthroplasty. *Orthop Traumatol Surg Res OTSR.* 2013 Sep;99(5):493–500.
9. Husmann O, Rubin PJ, Leyvraz PF, de Roguin B, Argenson JN. Three-dimensional morphology of the proximal femur. *J Arthroplasty.* 1997 Jun;12(4):444–50.
10. Rubin PJ, Leyvraz PF, Aubaniac JM, Argenson JN, Estève P, de Roguin B. The morphology of the proximal femur. A three-dimensional radiographic analysis. *J Bone Joint Surg Br.* 1992 Jan;74(1):28–32.
11. Heath BH, Carter JE. A modified somatotype method. *Am J Phys Anthropol.* 1967 Jul;27(1):57–74.

12. Bland JM, Altman DG. Comparing methods of measurement: why plotting difference against standard method is misleading. *Lancet Lond Engl.* 1995 Oct 21;346(8982):1085–7.
13. Ficat RP. Idiopathic bone necrosis of the femoral head. Early diagnosis and treatment. *J Bone Joint Surg Br.* 1985 Jan;67(1):3–9.
14. Metz CE. Basic principles of ROC analysis. *Semin Nucl Med.* 1978 Oct;8(4):283–98.
15. Anderson AE, Ellis BJ, Maas SA, Peters CL, Weiss JA. Validation of finite element predictions of cartilage contact pressure in the human hip joint. *J Biomech Eng.* 2008 Oct;130(5):051008.
16. Mihara K, Hirano T. Standing is a causative factor in osteonecrosis of the femoral head in growing rats. *J Pediatr Orthop.* 1998 Oct;18(5):665–9.
17. Hungerford DS, Lennox DW. The importance of increased intraosseous pressure in the development of osteonecrosis of the femoral head: implications for treatment. *Orthop Clin North Am.* 1985 Oct;16(4):635–54.
18. Roush TF, Olson SA, Pietrobon R, Braga L, Urbaniak JR. Influence of Acetabular Coverage on Hip Survival After Free Vascularized Fibular Grafting for Femoral Head Osteonecrosis. *J Bone Jt Surg.* 2006 Oct 1;88(10):2152–8.
19. Larson AN, Stans AA, Sierra RJ. Ischial Spine Sign Reveals Acetabular Retroversion in Legg-Calvé-Perthes Disease. *Clin Orthop Relat Res.* 2011 Jul 1;469(7):2012–8.
20. Fraitzl CR, Kappe T, Brugger A, Billich C, Reichel H. Reduced head-neck offset in nontraumatic osteonecrosis of the femoral head. *Arch Orthop Trauma Surg.* 2013 Aug;133(8):1055–60.
21. MERLEDAUBIGNE R. IDIOPATHIC NECROSIS OF THE FEMORAL HEAD IN ADULTS. *Ann R Coll Surg Engl.* 1964 Mar;34:143–60.
22. Atsumi T, Kuroki Y, Yamano K. A microangiographic study of idiopathic osteonecrosis of the femoral head. *Clin Orthop.* 1989 Sep;(246):186–94.
23. Nötzli HP, Siebenrock KA, Hempfing A, Ramseier LE, Ganz R. Perfusion of the femoral head during surgical dislocation of the hip MONITORING BY LASER DOPPLER FLOWMETRY. *J Bone Joint Surg Br.* 2002 Mar 1;84-B(2):300–4.

24. Eijer H. Towards a better understanding of the aetiology of Legg–Calvé–Perthes’ disease: Acetabular retroversion may cause abnormal loading of dorsal femoral head–neck junction with restricted blood supply to the femoral epiphysis. *Med Hypotheses*. 2007 Jan 1;68(5):995–7.
25. Altenberg AR. Acetabular labrum tears: a cause of hip pain and degenerative arthritis. *South Med J*. 1977 Feb;70(2):174–5.
26. Harris WH, Bourne RB, Oh I. Intra-articular acetabular labrum: a possible etiological factor in certain cases of osteoarthritis of the hip. *J Bone Joint Surg Am*. 1979 Jun;61(4):510–4.
27. McCarthy JC, Noble PC, Schuck MR, Wright J, Lee J. The Otto E. Aufranc Award: The role of labral lesions to development of early degenerative hip disease. *Clin Orthop*. 2001 Dec;(393):25–37.
28. Snow SW, Keret D, Scarangella S, Bowen JR. Anterior impingement of the femoral head: a late phenomenon of Legg-Calvé-Perthes’ disease. *J Pediatr Orthop*. 1993 Jun;13(3):286–9.
29. Leunig M, Horowitz K, Ganz R. Femoroacetabular impingement after slipped capital femoral epiphysis: does slip severity predict clinical symptoms? Dodds et Al. *J Pediatr Orthop*. 2009 September; Volume 29: Number 6. *J Pediatr Orthop*. 2011 Feb;31(1):6.
30. Ganz R, Bamert P, Hausner P, Isler B, Vreva F. [Cervico-acetabular impingement after femoral neck fracture]. *Unfallchirurg*. 1991 Apr;94(4):172–5.
31. Ganz R, Parvizi J, Beck M, Leunig M, Nötzli H, Siebenrock KA. Femoroacetabular impingement: a cause for osteoarthritis of the hip. *Clin Orthop*. 2003 Dec;(417):112–20.
32. Reynolds D, Lucas J, Klaue K. Retroversion of the acetabulum. A cause of hip pain. *J Bone Joint Surg Br*. 1999 Mar;81(2):281–8.
33. Petersen W, Petersen F, Tillmann B. Structure and vascularization of the acetabular labrum with regard to the pathogenesis and healing of labral lesions. *Arch Orthop Trauma Surg*. 2003 Jul;123(6):283–8.
34. Cashin M, Uhthoff H, O’Neill M, Beaulé PE. Embryology of the acetabular labral-chondral complex. *J Bone Joint Surg Br*. 2008 Aug;90(8):1019–24.

35. Dameron TB. Bucket-handle tear of acetabular labrum accompanying posterior dislocation of the hip. *J Bone Joint Surg Am*. 1959 Jan;41-A(1):131–4.
36. McCarthy J, Noble P, Aluisio FV, Schuck M, Wright J, Lee J. Anatomy, pathologic features, and treatment of acetabular labral tears. *Clin Orthop*. 2003 Jan;(406):38–47.
37. Kelly BT, Shapiro GS, Digiovanni CW, Buly RL, Potter HG, Hannafin JA. Vascularity of the hip labrum: a cadaveric investigation. *Arthrosc J Arthrosc Relat Surg Off Publ Arthrosc Assoc N Am Int Arthrosc Assoc*. 2005 Jan;21(1):3–11.
38. Kim YT, Azuma H. The nerve endings of the acetabular labrum. *Clin Orthop*. 1995 Nov;(320):176–81.
39. Konrath GA, Hamel AJ, Olson SA, Bay B, Sharkey NA. The role of the acetabular labrum and the transverse acetabular ligament in load transmission in the hip. *J Bone Joint Surg Am*. 1998 Dec;80(12):1781–8.
40. Seldes RM, Tan V, Hunt J, Katz M, Winiarsky R, Fitzgerald RH. Anatomy, histologic features, and vascularity of the adult acetabular labrum. *Clin Orthop*. 2001 Jan;(382):232–40.
41. Nepple JJ, Philippon MJ, Campbell KJ, Dornan GJ, Jansson KS, LaPrade RF, et al. The hip fluid seal--Part II: The effect of an acetabular labral tear, repair, resection, and reconstruction on hip stability to distraction. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc Off J ESSKA*. 2014 Apr;22(4):730–6.
42. Philippon MJ, Nepple JJ, Campbell KJ, Dornan GJ, Jansson KS, LaPrade RF, et al. The hip fluid seal--Part I: the effect of an acetabular labral tear, repair, resection, and reconstruction on hip fluid pressurization. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc Off J ESSKA*. 2014 Apr;22(4):722–9.
43. Crawford MJ, Dy CJ, Alexander JW, Thompson M, Schroder SJ, Vega CE, et al. The 2007 Frank Stinchfield Award. The biomechanics of the hip labrum and the stability of the hip. *Clin Orthop*. 2007 Dec;465:16–22.
44. Safran MR, Giordano G, Lindsey DP, Gold GE, Rosenberg J, Zaffagnini S, et al. Strains across the acetabular labrum during hip motion: a cadaveric model. *Am J Sports Med*. 2011 Jul;39 Suppl:92S–102S.
45. Ferguson SJ, Bryant JT, Ganz R, Ito K. The influence of the acetabular labrum on hip joint cartilage consolidation: a poroelastic finite element model. *J Biomech*. 2000 Aug;33(8):953–60.

46. Henak CR, Abraham CL, Anderson AE, Maas SA, Ellis BJ, Peters CL, et al. Patient-specific analysis of cartilage and labrum mechanics in human hips with acetabular dysplasia. *Osteoarthritis Cartilage*. 2014 février;22(2):210–7.
47. Petersilge CA, Haque MA, Petersilge WJ, Lewin JS, Lieberman JM, Buly R. Acetabular labral tears: evaluation with MR arthrography. *Radiology*. 1996 Jul;200(1):231–5.
48. Sundberg TP, Toomayan GA, Major NM. Evaluation of the acetabular labrum at 3.0-T MR imaging compared with 1.5-T MR arthrography: preliminary experience. *Radiology*. 2006 Feb;238(2):706–11.
49. Nötzli HP, Wyss TF, Stoecklin CH, Schmid MR, Treiber K, Hodler J. The contour of the femoral head-neck junction as a predictor for the risk of anterior impingement. *J Bone Joint Surg Br*. 2002 May;84(4):556–60.
50. Perdikakis E, Karachalios T, Katonis P, Karantanas A. Comparison of MR-arthrography and MDCT-arthrography for detection of labral and articular cartilage hip pathology. *Skeletal Radiol*. 2011 Nov;40(11):1441–7.
51. Toomayan GA, Holman WR, Major NM, Kozlowicz SM, Vail TP. Sensitivity of MR arthrography in the evaluation of acetabular labral tears. *AJR Am J Roentgenol*. 2006 Feb;186(2):449–53.
52. James SLJ, Ali K, Malara F, Young D, O'Donnell J, Connell DA. MRI findings of femoroacetabular impingement. *AJR Am J Roentgenol*. 2006 Dec;187(6):1412–9.
53. Tönnis D, Heinecke A. Acetabular and femoral anteversion: relationship with osteoarthritis of the hip. *J Bone Joint Surg Am*. 1999 Dec;81(12):1747–70.
54. Flecher X, Dumas J, Argenson J-N. Is a hip distractor useful in the arthroscopic treatment of femoroacetabular impingement? *Orthop Traumatol Surg Res OTSR*. 2011 Jun;97(4):381–8.
55. Lee S, Wuerz TH, Shewman E, McCormick FM, Salata MJ, Philippon MJ, et al. Labral Reconstruction With Iliotibial Band Autografts and Semitendinosus Allografts Improves Hip Joint Contact Area and Contact Pressure: An In Vitro Analysis. *Am J Sports Med*. 2015 Jan 1;43(1):98–104.
56. Czerny C, Hofmann S, Neuhold A, Tschauner C, Engel A, Recht MP, et al. Lesions of the acetabular labrum: accuracy of MR imaging and MR arthrography in detection and staging. *Radiology*. 1996 Jul;200(1):225–30.

57. Smith TO, Simpson M, Ejindu V, Hing CB. The diagnostic test accuracy of magnetic resonance imaging, magnetic resonance arthrography and computer tomography in the detection of chondral lesions of the hip. *Eur J Orthop Surg Traumatol Orthopédie Traumatol*. 2013 Apr;23(3):335–44.
58. Choi JY, Kang HS, Hong SH, Lee JW, Kim NR, Jun WS, et al. Optimization of the contrast mixture ratio for simultaneous direct MR and CT arthrography: an in vitro study. *Korean J Radiol*. 2008 Dec;9(6):520–5.
59. Sahin M, Calisir C, Omeroglu H, Inan U, Mutlu F, Kaya T. Evaluation of Labral Pathology and Hip Articular Cartilage in Patients with Femoroacetabular Impingement (FAI): Comparison of Multidetector CT Arthrography and MR Arthrography. *Pol J Radiol Pol Med Soc Radiol*. 2014;79:374–80.
60. Byrd JWT, Jones KS. Prospective analysis of hip arthroscopy with 10-year followup. *Clin Orthop*. 2010 Mar;468(3):741–6.
61. Ha Y-C, Choi J-A, Lee Y-K, Kim JY, Koo K-H, Lee GY, et al. The diagnostic value of direct CT arthrography using MDCT in the evaluation of acetabular labral tear: with arthroscopic correlation. *Skeletal Radiol*. 2013 May;42(5):681–8.
62. Yamamoto Y, Tonotsuka H, Ueda T, Hamada Y. Usefulness of radial contrast-enhanced computed tomography for the diagnosis of acetabular labrum injury. *Arthrosc J Arthrosc Relat Surg Off Publ Arthrosc Assoc N Am Int Arthrosc Assoc*. 2007 Dec;23(12):1290–4.
63. Nishii T, Tanaka H, Sugano N, Miki H, Takao M, Yoshikawa H. Disorders of acetabular labrum and articular cartilage in hip dysplasia: evaluation using isotropic high-resolution CT arthrography with sequential radial reformation. *Osteoarthr Cartil OARS Osteoarthr Res Soc*. 2007 Mar;15(3):251–7.
64. Smith TO, Hilton G, Toms AP, Donell ST, Hing CB. The diagnostic accuracy of acetabular labral tears using magnetic resonance imaging and magnetic resonance arthrography: a meta-analysis. *Eur Radiol*. 2011 Apr;21(4):863–74.
65. Dy CJ, Thompson MT, Crawford MJ, Alexander JW, McCarthy JC, Noble PC. Tensile strain in the anterior part of the acetabular labrum during provocative maneuvering of the normal hip. *J Bone Joint Surg Am*. 2008 Jul;90(7):1464–72.

66. Ishiko T, Naito M, Moriyama S. Tensile properties of the human acetabular labrum-the first report. J Orthop Res Off Publ Orthop Res Soc. 2005 Nov;23(6):1448–53.
67. Roylance D. Mechanics of Materials. 1 edition. New York: Wiley; 1995. 336 p.
68. Safran MR. The acetabular labrum: anatomic and functional characteristics and rationale for surgical intervention. J Am Acad Orthop Surg. 2010 Jun;18(6):338–45.
69. Wenger DE, Kendell KR, Miner MR, Trousdale RT. Acetabular labral tears rarely occur in the absence of bony abnormalities. Clin Orthop. 2004 Sep;(426):145–50.
70. Buffinton CM, Tong KJ, Blaho RA, Buffinton EM, Ebenstein DM. Comparison of mechanical testing methods for biomaterials: Pipette aspiration, nanoindentation, and macroscale testing. J Mech Behav Biomed Mater. 2015 Nov;51:367–79.

Annexe.

Facteurs de risques connus de l'ONA, considérés comme critères d'exclusion si retrouvés dans les antécédents des patients (première partie chapitre III)

Fracture du col du fémur
Luxation de hanche
Epiphysiolyse de la hanche
Ostéotomie fémorale proximale
Anémie falciforme
Consommation de plus de 2 verres d'alcool par jour
Corticothérapie au long court
Chimiothérapie anticancéreuse
Arthrite inflammatoire
Lupus
Pancréatite chronique calcifiante
Pathologie thromboembolique artérielle
Ostéomyélite
Irradiation
Maladie de Gaucher
Transplantation rénale
Barotraumatisme (Caisson hyperbare)
Grossesse
Tumeur maligne
Syndrome de Leriche
Coagulopathie héréditaire
Achondroplasie
Dysgénésie Epiphysaire

Résumé.

La compréhension des mécanismes sous-jacents au développement de pathologies fémoro-acétabulaires est primordiale pour envisager des traitements préventifs efficaces. Dans le cadre de ce travail de thèse nous nous sommes intéressés à deux pathologies fémoro-acétabulaires dont la pathogénie semble liée aux « conditions biomécaniques » locales.

La première partie de cette thèse était consacrée à l'analyse de l'influence de l'anatomie osseuse sur l'apparition de l'ostéonécrose aseptique de la tête fémorale. Cette pathologie est considérée comme idiopathique (ONAi) dans 30% des cas. Deux grandes théories explicatives (vasculaire et mécanique) sont fondées sur la suspicion d'une origine anatomique/mécanique que nous avons exploré par l'analyse 1/ « très descriptive » de l'anatomie préopératoire des patients candidats à la pose d'une prothèse totale de hanche et 2/ « plus analytique » et appariée (versus patients indemne de toute pathologie osseuse) de l'anatomie des patients souffrant d'ONAi (notre hypothèse était que nous retrouverions un profil anatomique particulier chez les patients souffrant d'ONA par rapport à la population générale) 3/ Par un modèle explicatif en éléments finis.

Nos résultats démontrent que les patients souffrant d'ONA présentent fréquemment une anatomie particulière alliant varus fémoral et excès de version fémorale. Leur positionnement cotyloïdien est également particulier avec une rétroversion acétabulaire et un défaut de couverture de la tête fémorale par rapport à la population générale.

Notre modèle en éléments finis de la hanche de dix patients souffrant d'ONAi, a permis de valider notre hypothèse puisqu'il existe un recouvrement quasi-parfait, entre la zone de nécrose osseuse et celle supportant les contraintes fémoro-acétabulaires. L'hypothèse selon laquelle une pathogénie mécanique puisse être responsable du développement l'ostéonécrose aseptique de la tête fémorale est vérifiée par nos travaux.

Si la relation anatomie/pathologie osseuse est assez intuitive, l'implication du labrum acétabulaire (LA) dans la régulation des conditions mécaniques fémoro-acétabulaires est moins claire. Le rôle mécanique du LA est largement controversé, si certains auteurs lui attribuent un rôle clef dans la mécanique de la hanche, d'autres préconisent sa résection complète en cas d'atteinte traumatique douloureuse de ce dernier.

Dans cette seconde partie de thèse nous nous sommes intéressés à la fréquence des lésions labrales chez les patients souffrant de pathologie fémoro-acétabulaire par utilisation de deux modalités d'analyse distinctes. Nous avons décrit le rôle mécanique du LA par une évaluation multimodale combinant analyse cinématique, analyse des contraintes fémoro-labiales et enfin analyse en éléments finis.

Les résultats de ces études ont permis de constater que des fissures labrales sont présentes chez la majorité des patients souffrants de conflit fémoro-acétabulaire. Que le LA se déforme lors du mouvement reflétant une transmission de contraintes fémoro-labiales lors du mouvement d'abduction. Ces contraintes ont pu être enregistrées à l'aide de capteurs piezo-resistifs, elles augmentent lors du mouvement d'abduction. La résection chirurgicale du labrum modifiait la mécanique articulaire de la hanche, augmentant les contraintes mesurées au niveau du cartilage articulaire adjacent. Ces éléments ont été confirmés par notre modèle en éléments finis : la résection du labrum influençait les contraintes fémoro-acétabulaires au détriment des surfaces cartilagineuses. L'hypothèse selon laquelle le labrum acétabulaire joue un rôle dans la transmission des contraintes fémoro-acétabulaires est confirmée par nos travaux.

Abstract:

Understand underlying mechanisms involved in the development of femoro-acetabular diseases is mandatory to consider effective preventive treatments. As parts of this thesis we focused on two femoro-acetabular diseases whose pathogenesis appears to be related to "biomechanical local conditions". The first part of this thesis was devoted to analyze the influence of bony anatomy on the development of aseptic osteonecrosis of the femoral head. This disease is considered as idiopathic (iONA) in 30% of cases. Two explanatory theories (vascular and mechanical) are based on the suspicion of an anatomical / mechanical origin, we thus aimed to analyze 1 / patients preoperative anatomy the day of the total hip arthroplasty and 2 / iONA patients' anatomy in a matched-controlled fashioned study (versus patients free from bony disease). Our hypothesis was that we would find a specific anatomical profile in patients suffering from ONA compared to the global population. Our results demonstrate that patients with ONA often present a particular anatomy with a femoral neck varus and an excessive femoral version. The positioning of their acetabulum is also particular as compared to the general population: with an acetabular retroversion and a lack of femoral head coverage. A finite element model of ten iONA hips validated our hypothesis since we found an overlap between bone necrosis area and femoro-acetabular strains bearing area. The assumption that a mechanical pathogenesis may be responsible for ONA development has been confirmed by our results.

If the relationship between bony anatomy and bone disease is quite intuitive, acetabular labrum involvement (AL) in the regulation of femoro-acetabular mechanical conditions is unclear. The mechanical role of the AL is widely controversial, though some authors attributed, AL, a key role in hip joint's mechanics, others advocated its complete resection in case of painful traumatic tears. We then aimed to evaluate labral lesions frequency in patients suffering from femoro-acetabular impingement using two different imaging procedures. We

then tried to demonstrate AL's mechanical role in a multimodal analysis combining kinematic, strains and finite element analysis. The results of our studies shown, first, that labral lesions will be found in a vast majority of patients with femoro-acetabular impingement. Then, that the AL deforms during abduction movement reflecting femoro-labral strains' transmission. Those strains have been recorded using piezo-resistive sensors, they increase during adduction to abduction movement. Surgical resection of the labrum changed joint biomechanics, with a strain increment on the articular cartilage. These elements were confirmed by our finite element model: labral resection changed the Femoro-acetabular strains to the detriment of cartilage surfaces. The assumption that the acetabular labrum plays a key role in the transmission of Femoro-acetabular strains is confirmed by our work.