

CAMPUS VÉTÉRINAIRE DE LYON

Année 2021 - Thèse n° 084

ÉVALUATION CLINIQUE ET RADIOGRAPHIQUE DE DEUX TYPES DE
TIGES FÉMORALES NON CIMENTÉES LORS DE PROTHÈSE
TOTALE DE HANCHE CHEZ LE CHIEN.
ÉTUDE RÉTROSPECTIVE DANS DEUX CENTRES HOSPITALIERS
VÉTÉRINAIRES À PROPOS DE 66 CAS.

THESE

Présentée à l'Université Claude Bernard Lyon 1
(Médecine – Pharmacie)

Et soutenue publiquement le 29 Octobre 2021
Pour obtenir le grade de Docteur Vétérinaire

Par

HAUDIQUET Héloïse

CAMPUS VÉTÉRINAIRE DE LYON

Année 2021 - Thèse n° 084

ÉVALUATION CLINIQUE ET RADIOGRAPHIQUE DE DEUX TYPES DE
TIGES FÉMORALES NON CIMENTÉES LORS DE PROTHÈSE
TOTALE DE HANCHE CHEZ LE CHIEN.
ÉTUDE RÉTROSPECTIVE DANS DEUX CENTRES HOSPITALIERS
VÉTÉRINAIRES À PROPOS DE 66 CAS.

THESE

Présentée à l'Université Claude Bernard Lyon 1
(Médecine – Pharmacie)

Et soutenue publiquement le 29 Octobre 2021
Pour obtenir le grade de Docteur Vétérinaire

Par

HAUDIQUET Héloïse

Liste des Enseignants du Campus Vétérinaire de Lyon (20-05-2021)

ABITBOL	Marie	DEPT-BASIC-SCIENCES	Professeur
ALVES- DE- OLIVEIRA	Laurent	DEPT-BASIC-SCIENCES	Maître de conférences
ARCANGIOLI	Marie-Anne	DEPT-ELEVAGE-SPV	Professeur
AYRAL	Florence	DEPT-ELEVAGE-SPV	Maître de conférences
BECKER	Claire	DEPT-ELEVAGE-SPV	Maître de conférences
BELLUCO	Sara	DEPT-AC-LOISIR-SPORT	Maître de conférences
BENAMOU- SMITH	Agnès	DEPT-AC-LOISIR-SPORT	Maître de conférences
BENOIT	Etienne	DEPT-BASIC-SCIENCES	Professeur
BERNY	Philippe	DEPT-BASIC-SCIENCES	Professeur
BONNET- GARIN	Jeanne-Marie	DEPT-BASIC-SCIENCES	Professeur
BOULOCHE	Caroline	DEPT-BASIC-SCIENCES	Maître de conférences
BOURDOISEAU	Gilles	DEPT-ELEVAGE-SPV	Professeur émérite
BOURGOIN	Gilles	DEPT-ELEVAGE-SPV	Maître de conférences
BRUYERE	Pierre	DEPT-BASIC-SCIENCES	Maître de conférences
BUFF	Samuel	DEPT-BASIC-SCIENCES	Professeur
BURONFOSSE	Thierry	DEPT-BASIC-SCIENCES	Professeur
CACHON	Thibaut	DEPT-AC-LOISIR-SPORT	Maître de conférences
CADORÉ	Jean-Luc	DEPT-AC-LOISIR-SPORT	Professeur
CALLAIT- CARDINAL	Marie-Pierre	DEPT-ELEVAGE-SPV	Maître de conférences
CAROZZO	Claude	DEPT-AC-LOISIR-SPORT	Maître de conférences
CHABANNE	Luc	DEPT-AC-LOISIR-SPORT	Professeur
CHALVET- MONFRAY	Karine	DEPT-BASIC-SCIENCES	Professeur
DE BOYER DES ROCHES	Alice	DEPT-ELEVAGE-SPV	Maître de conférences
DELIENNETTE- MULLER	Marie-Laure	DEPT-BASIC-SCIENCES	Professeur
DJELOUADJI	Zorée	DEPT-ELEVAGE-SPV	Maître de conférences
ESCRIOU	Catherine	DEPT-AC-LOISIR-SPORT	Maître de conférences
FRIKHA	Mohamed-Ridha	DEPT-ELEVAGE-SPV	Maître de conférences
GALIA	Wessam	DEPT-ELEVAGE-SPV	Maître de conférences
GILOT- FROMONT	Emmanuelle	DEPT-ELEVAGE-SPV	Professeur
GONTHIER	Alain	DEPT-ELEVAGE-SPV	Maître de conférences
GRANCHER	Denis	DEPT-BASIC-SCIENCES	Maître de conférences
GREZEL	Delphine	DEPT-BASIC-SCIENCES	Maître de conférences
HUGONNARD	Marine	DEPT-AC-LOISIR-SPORT	Maître de conférences
JUNOT	Stéphane	DEPT-AC-LOISIR-SPORT	Professeur
KODJO	Angeli	DEPT-ELEVAGE-SPV	Professeur
KRAFFT	Emilie	DEPT-AC-LOISIR-SPORT	Maître de conférences
LAABERKI	Maria-Halima	DEPT-ELEVAGE-SPV	Maître de conférences
LAMBERT	Véronique	DEPT-BASIC-SCIENCES	Maître de conférences
LE GRAND	Dominique	DEPT-ELEVAGE-SPV	Professeur
LEBLOND	Agnès	DEPT-AC-LOISIR-SPORT	Professeur
LEDOUX	Dorothée	DEPT-ELEVAGE-SPV	Maître de conférences
LEFEBVRE	Sébastien	DEPT-BASIC-SCIENCES	Maître de conférences
LEFRANC- POHL	Anne-Cécile	DEPT-BASIC-SCIENCES	Maître de conférences
LEGROS	Vincent	DEPT-ELEVAGE-SPV	Maître de conférences
LEPAGE	Olivier	DEPT-AC-LOISIR-SPORT	Professeur
LOUZIER	Vanessa	DEPT-BASIC-SCIENCES	Professeur
MARCHAL	Thierry	DEPT-AC-LOISIR-SPORT	Professeur
MOISSONNIER	Pierre	DEPT-AC-LOISIR-SPORT	Professeur
MOSCA	Marion	DEPT-AC-LOISIR-SPORT	Maître de conférences
MOUNIER	Luc	DEPT-ELEVAGE-SPV	Professeur
PEPIN	Michel	DEPT-BASIC-SCIENCES	Professeur
PIN	Didier	DEPT-AC-LOISIR-SPORT	Professeur
PONCE	Frédérique	DEPT-AC-LOISIR-SPORT	Professeur
PORTIER	Karine	DEPT-AC-LOISIR-SPORT	Professeur
POUZOT- NEVORET	Céline	DEPT-AC-LOISIR-SPORT	Maître de conférences
PROUILLAC	Caroline	DEPT-BASIC-SCIENCES	Professeur
REMY	Denise	DEPT-AC-LOISIR-SPORT	Professeur
RENE MARTELLET	Magalie	DEPT-ELEVAGE-SPV	Maître de conférences
ROGER	Thierry	DEPT-BASIC-SCIENCES	Professeur
SAWAYA	Serge	DEPT-BASIC-SCIENCES	Maître de conférences
SCHRAMME	Michael	DEPT-AC-LOISIR-SPORT	Professeur
SERGEANTET	Delphine	DEPT-ELEVAGE-SPV	Professeur
THIEBAULT	Jean-Jacques	DEPT-BASIC-SCIENCES	Maître de conférences
TORTEREAU	Antonin	DEPT-AC-LOISIR-SPORT	Maître de conférences
VIGUIER	Eric	DEPT-AC-LOISIR-SPORT	Professeur
ZENNER	Lionel	DEPT-ELEVAGE-SPV	Professeur

Remerciements

A Monsieur Sébastien LUSTIG,

Professeur de l'UFR de Médecine Lyon Sud Charles Mérieux

Pour nous avoir fait l'honneur d'accepter la présidence de ce jury de thèse,

Tous mes hommages les plus respectueux.

A Monsieur Thibaut CACHON,

Professeur de chirurgie de VetAgro Sup, campus vétérinaire de Lyon

Pour m'avoir proposé ce travail, pour m'avoir encadrée et soutenue tout au long de sa réalisation, pour sa disponibilité et ses conseils avisés,

Qu'il trouve ici l'expression de tout mon respect et ma reconnaissance.

A Monsieur Eric VIGUIER,

Professeur de chirurgie de VetAgro Sup, campus vétérinaire de Lyon

Pour nous avoir fait l'honneur d'accepter de juger ce manuscrit et de siéger à ce jury en tant que second assesseur,

Mes plus sincères remerciements.

Table des matières

TABLE DES FIGURES	13
TABLE DES TABLEAUX	14
LISTE DES ABREVIATIONS	15
INTRODUCTION	16
PARTIE 1 : ETUDE BIBLIOGRAPHIQUE	19
I. RAPPELS ANATOMIQUES DE L'ARTICULATION COXO-FEMORALE CHEZ LE CHIEN	20
A. Les formations osseuses	20
1. L'os coxal	20
1.1. <i>L'ilium (4)</i>	21
1.2. <i>L'ischium (4)</i>	22
1.3. <i>Le pubis (4)</i>	23
1.4. <i>L'acétabulum (4, 5)</i>	23
1.5. <i>La symphyse pelvienne (4, 6)</i>	24
2. L'extrémité proximale du fémur (4, 5)	24
B. Arthrologie	26
1. Surfaces articulaires (2, 4)	26
2. Moyens d'union	26
2.1. <i>Capsule articulaire (4, 6)</i>	26
2.2. <i>Formations ligamentaires (4, 6)</i>	26
2.3. <i>Moyens d'union accessoires (6)</i>	27
3. Synoviale (6)	27
C. Myologie	28
1. Les muscles sous-lombaires	28
2. Les muscles du bassin	29
2.1. <i>Les muscles fessiers (4, 6)</i>	29
2.2. <i>Les muscles pelviens profonds (4, 6)</i>	30
D. Vascularisation et innervation	33
1. Vascularisation (7)	33
2. Innervation (8)	33
II. LES PROTHESES TOTALES DE HANCHE	34
A. Historique	34
B. Indications pour la pose de prothèses totales de hanches	35
1. Objectifs	35
2. Affections prises en charge par la pose d'une prothèse totale de hanche	36
3. Candidats à la pose d'une prothèse totale de hanche	36
4. Contre-indications à la pose d'une prothèse totale de hanche	37
C. Matériaux utilisés	38
1. Critères de choix des matériaux pour une tige fémorale	38
2. Les surfaces de contact acétabulaire	39
2.1. <i>Surface de contact acétabulaire</i>	39
2.2. <i>Surface de contact fémorale</i>	40
3. Les couples de frottement	40

D. Les grands types de prothèses totales de hanche (cimentées / non cimentées).....	41
1. Les prothèses cimentées	41
1.1. <i>Stabilisation de la prothèse</i>	41
1.2. <i>Différents types de prothèses cimentées disponibles chez le chien</i>	42
2. Les prothèses non cimentées	42
2.1. <i>Prothèses de hanche impactées ou « press-fit »</i>	43
2.1.1. <i>Prothèses de hanche verrouillées</i>	44
2.1.2. <i>Prothèses de hanche vissées</i>	45
3. Avantages et inconvénients des prothèses totales de hanche cimentées versus non cimentées	46
3.1. <i>Prothèse totale de hanche cimentée</i>	46
3.2. <i>Prothèse totale de hanche non cimentée</i>	47
4. Critères de choix	47
E. Evaluation et succès des prothèses totales de hanche	48
1. Evaluation post-opératoire de la prothèse	48
1.1. <i>Evaluation clinique</i>	48
1.2. <i>Evaluation radiographique</i>	48
2. Récupération fonctionnelle selon les prothèses	49
2.1. <i>Premiers résultats</i>	50
2.2. <i>Prothèses cimentées</i>	50
2.3. <i>Prothèses non cimentées</i>	50
2.3.1. <i>Prothèses impactées</i>	50
2.3.2. <i>Prothèses verrouillées (Zurich)</i>	51
2.3.3. <i>Prothèses vissées (Helica)</i>	51
F. Complications post-opératoires des prothèses totales de hanche	51
1. Les différentes complications post-opératoires	51
1.1. <i>Complications mécaniques</i>	52
1.1.1. <i>Luxation</i>	52
1.1.2. <i>Fracture fémorale</i>	53
1.1.3. <i>Fracture acétabulaire</i>	55
1.1.4. <i>Avulsion de la cupule acétabulaire</i>	55
1.1.5. <i>Affaissement de la tige fémorale</i>	56
1.1.6. <i>Défaillance de l'implant et du ciment</i>	57
1.2. <i>Complications biologiques</i>	58
1.2.1. <i>Descellement aseptique</i>	58
1.2.2. <i>Granulome extra-osseux du ciment</i>	59
1.2.3. <i>Descellement septique</i>	59
1.2.4. <i>Neurapraxie du nerf sciatique</i>	61
1.2.5. <i>Infarctus médullaire fémoral</i>	62
1.2.6. <i>Embolies pulmonaires</i>	62
2. Taux de complications et facteurs de risque selon les prothèses	62
2.1. <i>Prothèses cimentées</i>	63
2.2. <i>Prothèses non cimentées</i>	63
2.2.1. <i>Prothèses impactées</i>	63
2.2.2. <i>Prothèses verrouillées (Zurich)</i>	64
2.2.3. <i>Prothèses vissées (Helica)</i>	65
PARTIE 2 : ETUDE RETROSPECTIVE SUR 66 CAS	67
I. OBJECTIFS DE L'ETUDE	68
II. MATERIEL ET METHODE	68
A. Population	68
B. Matériel	68
C. Protocole opératoire	70
1. Planification préopératoire.....	70
2. Intervention chirurgicale	70
2.1. <i>Anesthésie</i>	70
2.2. <i>Abord chirurgical de l'articulation de la hanche</i>	71

2.3.	<i>Ostectomie fémorale</i>	71
2.4.	<i>Préparation de la cavité acétabulaire et mise en place de la cupule</i>	71
2.5.	<i>Préparation du dut fémoral et mise en place de la tige</i>	72
2.6.	<i>Réduction de la prothèse et fermeture de la plaie</i>	73
3.	Gestion post-opératoire	73
3.1.	<i>Post-opératoire immédiat</i>	73
3.2.	<i>Suivi post-opératoire</i>	74
D.	Evaluation post-opératoire	74
1.	Evaluation clinique.....	74
2.	Evaluation radiographique de la tige.....	75
3.	Recueil des complications.....	76
E.	Analyse statistique	76
III.	RESULTATS	77
A.	Echantillon	77
1.	Race	80
2.	Sexe	80
3.	Age.....	81
4.	Poids	81
5.	Coté opéré	82
6.	Indications	82
B.	Etude générale sur la prothèse de hanche avec une tige impactée Porte Vet	82
1.	Evolution de l'échantillon	82
2.	Evaluation clinique.....	82
3.	Evaluation radiographique	84
3.1.	<i>Version de la tige fémorale</i>	84
3.2.	<i>Ostéo-intégration</i>	84
3.3.	<i>Affaïssement de la tige</i>	84
3.4.	<i>Rotation de la tige</i>	85
4.	Complications	86
5.	Succès final et taux d'explantation	87
C.	Etude comparative en fonction de la forme de la tige impactée Porte Vet	88
1.	Evolution des échantillons.....	88
2.	Evaluation clinique.....	88
3.	Evaluation radiographique	88
3.1.	<i>Version de la tige fémorale</i>	89
3.2.	<i>Ostéo-intégration</i>	89
3.3.	<i>Affaïssement de la tige fémorale</i>	89
3.4.	<i>Rotation de la tige fémorale</i>	89
4.	Complications	90
IV.	DISCUSSION	93
A.	Echantillon	93
B.	Résultats de la prothèse totale de hanche avec une tige impactée Porte Vet	93
1.	Evaluation clinique.....	93
2.	Evaluation radiographique	95
2.1.	<i>Ostéo-intégration</i>	95
2.2.	<i>Affaïssement de la tige fémorale</i>	95
2.3.	<i>Rotation de la tige</i>	96
3.	Complications	96
C.	Résultats en fonction de la forme de la tige impactée Porte Vet	97
1.	Evaluation clinique.....	97
2.	Evaluation radiographique	97
3.	Complications	98

D. Non cimentées versus cimentées	99
E. Limites de l'étude	99
CONCLUSION	101
BIBLIOGRAPHIE	103

Table des figures

<u>FIGURE 1</u> : Bassin en vue caudo-dorsale d'après (4).....	20
<u>FIGURE 2</u> : Os coxal gauche en vue latérale d'après (4).....	21
<u>FIGURE 3</u> : Détails de l'os ilium sur l'os coxal gauche en vue latérale d'après (4)	22
<u>FIGURE 4</u> : Détails de l'os ischium sur l'os coxal gauche en vue latérale d'après (4)	22
<u>FIGURE 5</u> : Détails de l'os pubis sur l'os coxal gauche en vue latérale d'après (4).....	23
<u>FIGURE 6</u> : Cavité acétabulaire gauche en vue latérale d'après (4)	24
<u>FIGURE 7</u> : Fémur gauche en vues caudo-craniale et cranio-caudale d'après (4).....	25
<u>FIGURE 8</u> : Articulation coxo-fémorale en vue ventrale d'après (4)	28
<u>FIGURES 9a, 9b, 9c</u> : Positionnement des muscles du bassin selon 3 plans, sur un membre pelvien gauche, d'après (6)	32
<u>FIGURE 10</u> : Positionnement des muscles du bassin en vue dorsale d'après (6)	32
<u>FIGURE 11</u> : Implants de la prothèse totale de hanche BioMedtrix® avec la tige et la cupule non cimentées BFX (A), une tête fémorale commune (B), et la tige et la cupule cimentées CFX (C), d'après (11)	44
<u>FIGURE 12</u> : Implants de la prothèse totale de hanche verrouillée de Zurich (tige et cupule, Kyon®), d'après (13)	45
<u>FIGURE 13</u> : Implants de la prothèse totale de hanche vissée (tige Helica, Innoplast®), d'après (25)	46
<u>FIGURE 14</u> : Radiographies d'un chien présentant une luxation cranio-dorsale de sa prothèse, VetAgro Sup ©	53
<u>FIGURE 15</u> : Radiographies d'un chien présentant une fracture fémorale à la suite de la pose d'une prothèse totale de hanche non cimentée, VetAgro Sup ©	54
<u>FIGURE 16</u> : Radiographies post-opératoires à la suite d'une reprise de fracture fémorale, VetAgro Sup ©	55
<u>FIGURE 17</u> : Radiographies d'un chien présentant une rupture de la tige fémorale de sa prothèse, VetAgro Sup ©	58
<u>FIGURE 18</u> : Radiographies d'un chien présentant une ostéomyélite secondaire à la pose d'une prothèse totale de hanche non cimentée	61
<u>FIGURE 19</u> : Tige ronde (en haut à gauche), tige carrée (à droite), tête fémorale (en bas à gauche), de la prothèse totale de hanche non cimentée Porte Vet	69
<u>FIGURE 20</u> : Guide de coupe fémoral droit, d'après (41).....	71
<u>FIGURES 21a, 21b</u> : Différents types d'aléseurs acétabulaires, d'après (41)	72
<u>FIGURE 22</u> : Aléseur fémoral, d'après (41).....	72
<u>FIGURE 23</u> : Rape fémorale, d'après (41).....	72
<u>FIGURE 24</u> : Impacteur de tige, d'après (41).....	72
<u>FIGURE 25</u> : Diagramme en bâtons représentant le nombre d'individus en fonction de leur race	80
<u>FIGURE 26</u> : Histogramme représentant le nombre d'individus en fonction de leur âge (en années)	81
<u>FIGURE 27</u> : Histogramme représentant le nombre d'individus en fonction de leur catégorie de poids (en kg) .	81
<u>FIGURE 28</u> : Graphique représentant l'évolution du grade moyen de boiterie au cours des différents suivis.....	83
<u>FIGURE 29</u> : Histogramme représentant les proportions de complications par rapport à la forme de la tige fémorale non cimentée (ronde ou carrée).....	92

Table des tableaux

<u>TABLEAU I</u> : Tailles disponibles pour les différents composants de la prothèse non cimentée Porte Vet, d'après (41)	69
<u>TABLEAU II</u> : Gradation des boîtiers	74
<u>TABLEAU III</u> : Définition du résultat clinique de la pose de prothèse totale de hanche non cimentée	74
<u>TABLEAU IV</u> : Grille de notation de l'affaissement de la tige fémorale, d'après (45)	76
<u>TABLEAU V</u> : Présentation des cas ayant reçu une tige fémorale ronde (F : femelle / M : mâle / D : droite / G : gauche)	78
<u>TABLEAU VI</u> : Présentation des cas ayant reçu une tige fémorale carrée (F : femelle / M : mâle / D : droite / G : gauche)	79
<u>TABLEAU VII</u> : Etude statistique de la corrélation entre l'affaissement et la rotation de la tige fémorale avec le développement de complications post-opératoires	86
<u>TABLEAU VIII</u> : Taux et proportion des différentes complications rencontrées pour la tige non cimentée de la prothèse totale de hanche Porte Vet	86
<u>TABLEAU IX</u> : Etude statistique comparative de l'ostéo-intégration, l'affaissement et la rotation de la tige fémorale entre les deux types de tige	90
<u>TABLEAU X</u> : Effectifs et pourcentages des complications pour les deux types de tiges (ronde et carrée) non cimentée de la prothèse totale de hanche Porte Vet	91
<u>TABLEAU XI</u> : Taux des complications pour les différentes tiges (ronde et carrée) non cimentée de la prothèse totale de hanche Porte Vet	91

Liste des abréviations

- **AINS** : Anti-inflammatoires Non Stéroïdiens
- **AVP** : Accident de la Voie Publique
- **BFX** : Biologic FiXation
- **CFX** : Cemented FiXation
- **CHUVAC** : Centre Hospitalier Universitaire Vétérinaire des Animaux de Compagnies
- **CRI** : Constante Rate Injection
- **DOB** : Double Ostéotomie du Bassin
- **PEEK** : PolyEtherEtherKétone
- **PMMA** : Polyméthacrylate de Méthyle
- **PTH** : Prothèse Totale de Hanche
- **RTCF** : Résection Tête et Col du Fémur
- **TOB** : Triple Ostéotomie du Bassin

INTRODUCTION

Les atteintes de l'articulation coxo-fémorale chez le chien font parties des affections orthopédiques que l'on retrouve le plus souvent en médecine vétérinaire. Certaines peuvent être d'origine traumatique mais l'atteinte la plus fréquente est la maladie articulaire dégénérative (arthrose) secondaire à la dysplasie de la hanche, entraînant de la douleur et/ou une atteinte fonctionnelle de l'articulation. Cette affection est plus fréquente chez des les jeunes chiens, de races moyennes et grandes. (1, 2) D'autres atteintes de l'articulation de la hanche fréquemment rencontrées en médecine vétérinaire sont les luxations coxo-fémorales, les nécroses avasculaires de la tête du fémur (ou maladie de Legg-Perthes), et les fractures. Ces affections entraînent également une perte fonctionnelle au niveau de l'articulation et sont associées à de la douleur.

Dans certains cas, le traitement chirurgical constitue le traitement de choix, alors que dans d'autres cas, notamment avec les dysplasies de la hanche, il sera envisagé à la suite d'un échec par traitement médical (AINS, chondroprotecteurs) et hygiénique (contrôle du poids, activité physique, rééducation). Plusieurs techniques chirurgicales ont été développées pour traiter les affections de la hanche. Le choix se fait en fonction du patient et de l'affection prise en charge. Une des premières techniques développées est la résection de la tête et du col du fémur (RTCF). L'inconvénient de cette technique est qu'elle présente un faible pourcentage de succès chez les chiens de moyennes et grandes races (poids supérieur à 20 kg). Parmi les autres techniques chirurgicales, on peut citer les ostéotomies du bassin, double ou triple (DOB et TOB) et la prothèse totale de hanche (PTH). Dans le cas particulier des dysplasies, il est également possible d'envisager une symphysiodèse chez les chiots entre 12 et 20 semaines d'âge, une dénervation de la hanche ou une myectomie du pectiné. Dans le cas particulier des luxations traumatiques, d'autres nombreuses techniques chirurgicales ont été développées comme la capsulorrhaphie, la prothèse capsulaire, la transposition du grand trochanter, le brochage trans-articulaire, la technique du « toggle pin », la stabilisation par le fascia lata, la transposition du ligament sacrotubéral, et la suture ilio-fémorale extra-articulaire. (1, 2)

Le premier rapport sur la prothèse totale de hanche en humaine date de 1961 (Charnley) et a contribué à faire de cette procédure une méthode de choix dans le traitement des affections invalidantes de la hanche chez l'homme. Les premières implantations de prothèses totales de hanche chez le chien datent de 1974. Depuis, les techniques chirurgicales et le matériel ont évolué, et différents types de prothèses se sont développés. Il

existe notamment deux grands types de prothèses totales de hanche chez le chien : les prothèses cimentées et les prothèses non cimentées. (1, 3)

Cette thèse constitue une étude rétrospective à propos de 66 cas pris en charge par une pose de prothèse totale de hanche avec tige non cimentée, au CHUV de VetAgro Sup Lyon et dans le centre de référés VetRef. Une première partie bibliographique sera consacrée à des rappels anatomiques sur l'articulation coxo-fémorale du chien, et à l'exposition des données de la littérature vétérinaire concernant la PTH. La seconde partie de cette thèse portera sur l'étude rétrospective de cas.

PARTIE 1 : ETUDE BIBLIOGRAPHIQUE

I. RAPPELS ANATOMIQUES DE L'ARTICULATION COXO-FÉMORALE CHEZ LE CHIEN

L'articulation de la hanche est une diarthrose composée de la tête fémorale et de l'acétabulum de l'os coxal. Les principaux stabilisateurs de l'articulation sont le ligament de la tête du fémur, la capsule articulaire et le bord acétabulaire dorsal. (1)

A. Les formations osseuses

1. L'os coxal

Cet os est composé de trois os fusionnés : ilium, ischium, pubis. Ils fusionnent au cours de la douzième semaine post-natale. Ils s'unissent sur le centre articulaire où ils forment une cavité cotyloïdienne profonde appelée acétabulum, dans laquelle se loge la tête du fémur. Les os coxaux droit et gauche s'unissent sur la ligne ventro-médiale par la symphyse pelvienne. Ils sont articulés avec l'os sacrum à leur extrémité cranio-dorsale. (4, 5)

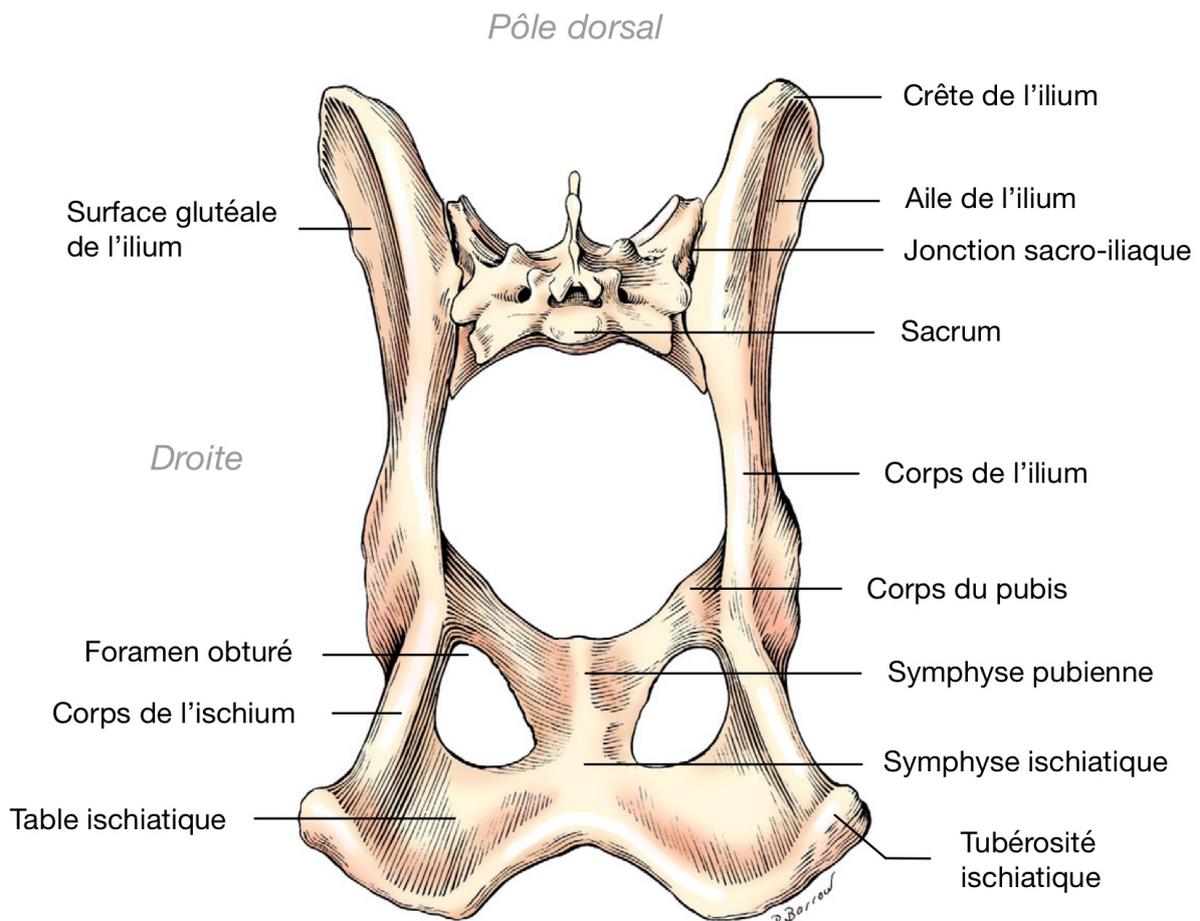


FIGURE 1 : Bassin en vue caudo-dorsale d'après (4)

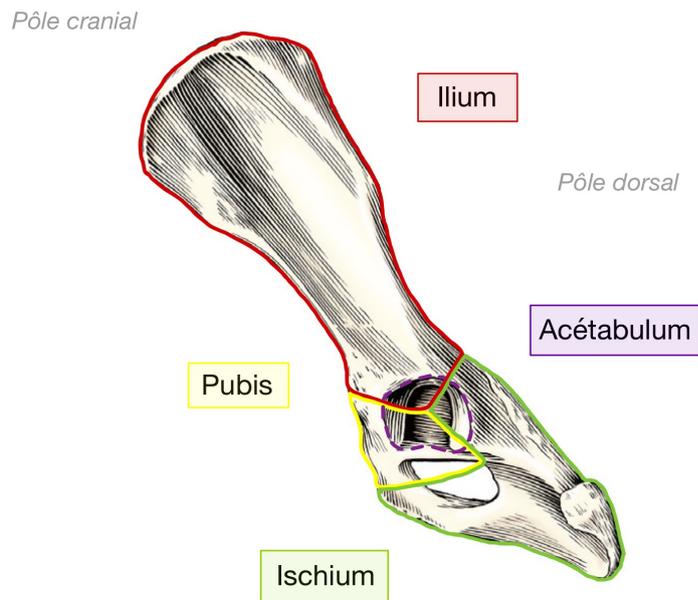


FIGURE 2 : Os coxal gauche en vue latérale d'après (4)

1.1. L'ilium (4)

L'ilium est l'os le plus cranial des os qui composent l'os coxal. Il est divisé en une **partie craniale appelée aile**, et une **partie caudale appelée corps**. Entre les deux, se situe le col de l'ilium.

Au niveau de l'**aile de l'ilium** se trouve la crête iliaque, composée de la tubérosité sacrale et de la tubérosité coxale. Entre ces deux tubérosités se trouve le bord cranial de l'ilium. Au niveau de la tubérosité coxale, se trouve l'épine iliaque ventro-craniale qui forme l'angle de la hanche. Au niveau de la tubérosité sacrale, se trouve l'épine iliaque dorso-craniale. La surface glutéale de l'aile de l'ilium est orientée latéralement et légèrement dorsalement. La surface médiale ou sacro-pelvienne de l'aile de l'ilium s'articule avec l'aile du sacrum par une synchondrose.

L'extrémité caudale du **corps**, élargie, forme les 2/5 craniaux de l'acétabulum. Au niveau de cette cavité, l'ilium fusionne caudalement avec l'ischium, et médialement avec le pubis.

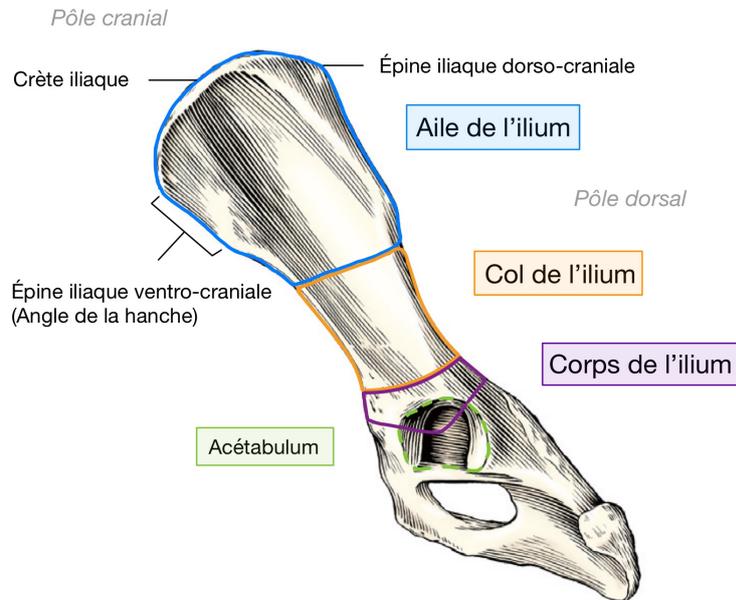


FIGURE 3 : Détails de l'os ilium de l'os coxal gauche en vue latérale d'après (4)

1.2. L'ischium (4)

Il est composé par un **corps**, une **branche**, une **table** et une **tubérosité**. Il compose le tiers caudal de l'os coxal. Le **corps de l'ischium** est la partie craniale de l'os, latérale au foramen obturé. Son extrémité craniale forme environ 2/5 de l'acétabulum. La **branche de l'ischium** forme la partie médiale du foramen obturé. Le bord médial de la branche forme la symphyse ischiatique avec la branche ischiatique opposée. La **tubérosité ischiatique** est la partie caudo-latérale de l'ischium. Elle constitue la pointe de la fesse.

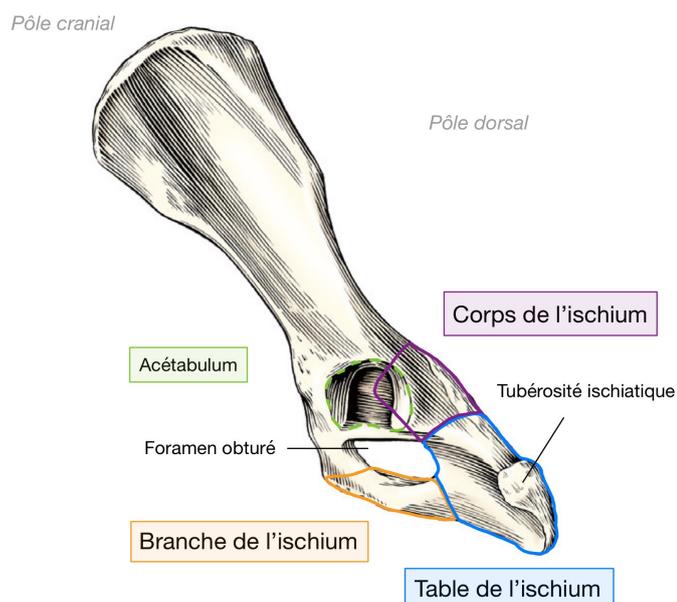


FIGURE 4 : Détails de l'os ischium de l'os coxal gauche en vue latérale d'après (4)

1.3. Le pubis (4)

Le pubis est composé d'**un corps** et de **deux branches**. Il s'étend de l'ilium et de l'ischium latéralement, jusqu'à la symphyse pubienne médialement. Le **corps** est la partie centrale triangulaire plate de l'os. Il forme le bord cranio-médial du foramen obturé. Le corps et la **branche craniale** fusionnent avec l'ilium et participent à la formation de la partie ventrale de l'acétabulum. La **branche caudale** forme le bord médial du foramen obturé et fusionne avec le coté opposé pour former la symphyse pubienne.

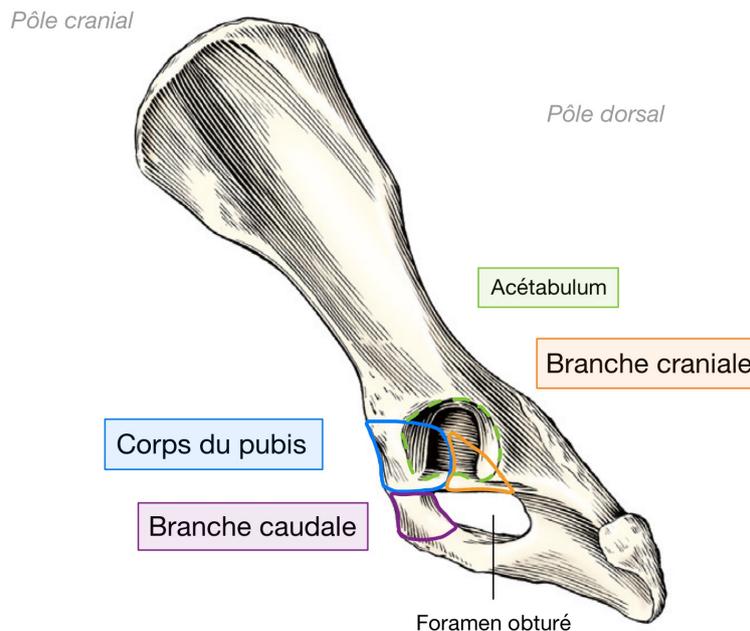


FIGURE 5 : Détails de l'os pubis de l'os coxal gauche en vue latérale d'après (4)

1.4. L'acétabulum (4, 5)

C'est une cavité large et profonde, qui regarde en direction ventro-latérale. Chez un chien de taille moyenne, l'acétabulum mesure 1 cm de profondeur et 2 cm de diamètre. Le **bord acétabulaire** est un bord saillant et régulièrement circulaire, rugueux sur le revers externe et lisse sur le revers interne, qui constitue une partie de la surface articulaire. Ce relief est interrompu du coté ventral par une large incisure acétabulaire. La **fosse acétabulaire** est une dépression profonde et rugueuse au centre de l'acétabulum, qui s'ouvre sur l'incisure acétabulaire. Au centre, l'acétabulum est entaillé par une encoche : insertion du ligament de la tête fémorale. Une partie de la circonférence articulaire est appelée la **surface semi-lunaire**. Elle est lisse et revêtue de cartilage articulaire. Elle entoure la fosse à la manière d'un croissant ouvert ventralement, sur la partie médiale de l'acétabulum.

Pôle cranial

Pôle dorsal

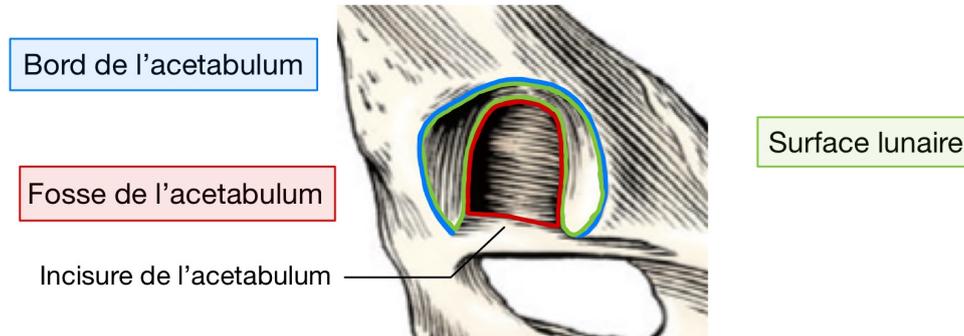


FIGURE 6 : Cavité acétabulaire gauche en vue latérale d'après (4)

1.5. La symphyse pelvienne (4, 6)

La symphyse pelvienne est une synostose médiale, formée par les bords médiaux des os pubiens et ischiatiques droits et gauches. Elle est constituée par une lame fibro-cartilagineuse inter-osseuse et par des formations fibreuses périphériques.

Chez les jeunes chiens, les os coxaux droit et gauche sont réunis par du cartilage. La moitié craniale est constituée par la symphyse pubienne et la moitié caudale par la symphyse ischiatique. Chez l'adulte, la symphyse pelvienne s'ossifie d'abord au niveau de la symphyse ischiatique puis de la symphyse pubienne. Cependant chez de nombreux chiens, la symphyse pelvienne reste partiellement non ossifiée jusqu'à l'âge de 5 ou 6 ans.

2. L'extrémité proximale du fémur (4, 5)

Le fémur est un os long et asymétrique. Il est composé d'un **corps** et de **deux extrémités**. L'**extrémité proximale** se compose d'une **tête**, d'un **col** et de **deux trochanters**. Elle s'articule avec l'os coxal en formant un angle de flexion de 110 degrés.

Du **coté médial**, se trouve la **tête fémorale** ou tête articulaire, lisse et hémisphérique, orientée légèrement cranialement et portée par le col. Sur la partie médiale de la tête, se trouve une fossette d'insertion ligamentaire, rugueuse et peu profonde : la fovea capitis. La position de la tête fémorale par rapport à l'axe de la diaphyse permet de définir l'angle d'antéversion et l'angle cervico diaphysaire. Chez le chien, l'angle d'antéversion est d'environ de 25° et l'angle cervico-diaphysaire est d'environ 140°. (5) Le **col du fémur** unit la tête avec le reste de l'extrémité proximale. Il est renforcé par une crête osseuse, la crête

inter-trochantérique, qui s'étend de la tête au grand trochanter. Du **coté latéral**, se trouve le **grand trochanter**, la plus grosse tubérosité de l'extrémité proximale. Il joue un rôle de bras de levier pour les muscles extenseurs de la cuisse. Sur la face caudale, entre la tête et le grand trochanter, se trouve la fosse trochantérique, large et profonde. Distalement au grand trochanter se trouve la tubérosité glutéale. Le **petit trochanter** est une tubérosité conique et pointue qui fait sailli sur la surface caudo-médiale, sous la tête articulaire, près de la jonction entre l'extrémité proximale et le corps du fémur.

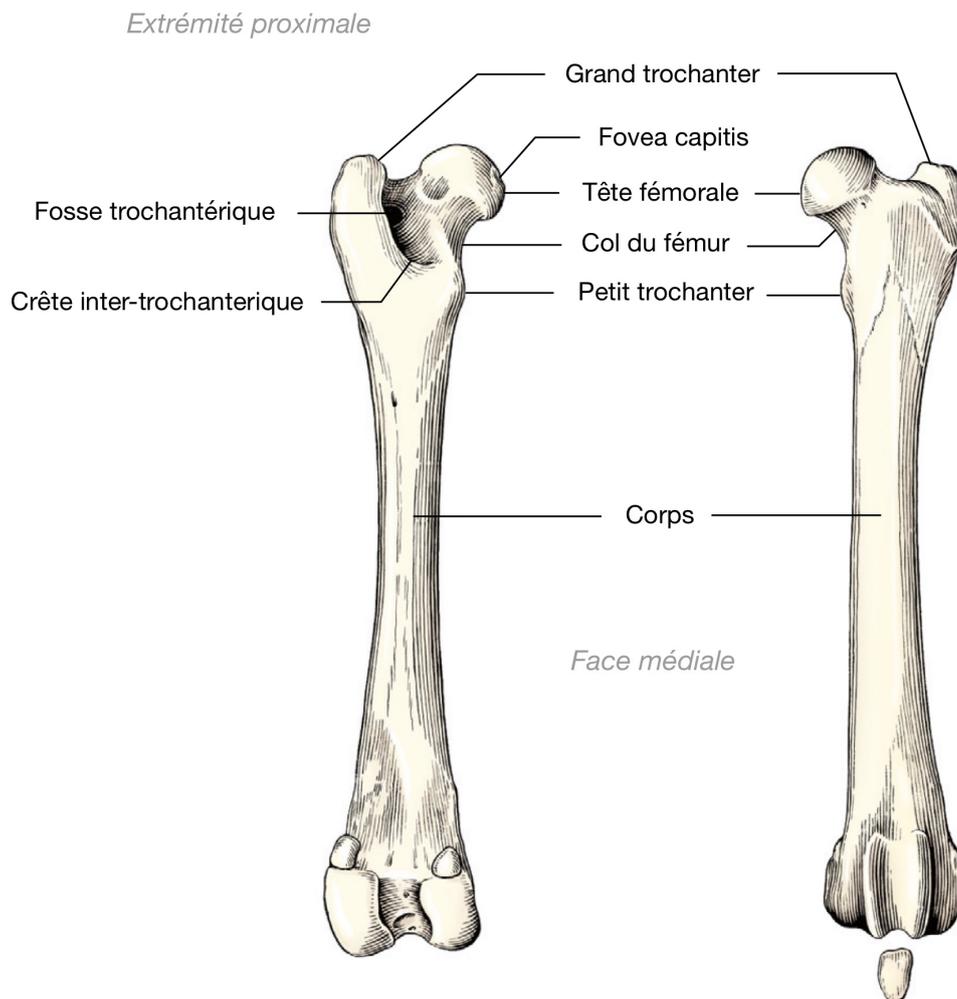


FIGURE 7 : Fémur gauche en vues caudo-craniale et cranio-caudale d'après (4)

B. Arthrologie

L'articulation de la hanche est de type sphéroïde et forme un angle ouvert en direction ventro-craniale.

1. Surfaces articulaires (2, 4)

L'articulation de la hanche est formée par la tête du fémur qui s'articule avec l'acétabulum, cavité cotyloïde de l'os coxal. Ces deux surfaces sont détaillées plus haut.

L'acétabulum est complété par un **bourrelet périphérique fibro-cartilagineux** puissant appelé bourrelet acétabulaire ou labrum. Il est attaché sur toute l'étendue du bord acétabulaire. Sa face interne est lisse et raccordée à la surface semi-lunaire. Sa face externe, large, donne attache au niveau de sa base à la capsule articulaire. Le bourrelet est baigné dans la synoviale. Il permet d'agrandir la cavité acétabulaire et de niveler les inégalités de sa bordure. Au niveau de l'incisure acétabulaire, il constitue le ligament transverse de l'acétabulum.

2. Moyens d'union

2.1. Capsule articulaire (4, 6)

La capsule articulaire est un manchon fibreux très solide volumineux. Elle prend attache médialement au niveau du revers externe du bourrelet acétabulaire, près du bord acétabulaire, et latéralement au niveau du col du fémur, à distance (1 ou 2 cm) de la tête fémorale, couverte par du cartilage articulaire. Elle engaine donc le bourrelet acétabulaire, la tête et une partie du col du fémur.

La capsule est peu épaisse mais s'épaissit dans sa partie craniale près de l'acétabulum. Elle présente également un renfort au niveau cranial, sur une zone orbiculaire peu étendue, qui constitue l'ébauche du ligament ilio-fémoral.

2.2. Formations ligamentaires (4, 6)

Le **ligament de la tête du fémur**, auparavant appelé ligament rond est une corde courte, aplatie mais épaisse et puissante. Il est en grande partie intra-articulaire et recouvert d'une membrane synoviale. Il s'étend de la fovea capitis de la tête fémorale jusqu'à la fosse acétabulaire. Son attache acétabulaire est large mais occupe incomplètement la fosse acétabulaire et s'étend vers l'incisure acétabulaire. Chez les grands chiens il mesure environ 1,5 cm de long, 5 mm de large au niveau de l'attache fémorale, et plus de 1 cm de large au

niveau de l'attache pelvienne. Il permet de limiter la flexion et surtout l'abduction du fémur sur le bassin. Il joue également probablement un rôle dans l'amortissement des pressions transmises par la tête du fémur au fond de l'acétabulum.

Le **ligament accessoire** est un simple faisceau du ligament de la tête fémorale. Il prend également attache dans la fovea capitis du fémur. Il permet de réduire à son minimum la possibilité d'abduction du membre pelvien.

2.3. Moyens d'union accessoires (6)

Un **ensemble de masses musculaires puissantes** constitué de l'ensemble des muscles du bassin et du muscle psoas-iliaque, qui se terminent tous sur la partie proximale du fémur, entourent et soutiennent l'articulation coxo-fémorale. A ces muscles s'ajoutent également certains muscles de la cuisse qui s'insèrent sur l'os coxal. Tous ces muscles seront détaillés dans la partie suivante.

De plus, la capsule articulaire est en rapport avec certains de ces muscles par l'intermédiaire d'un **conjonctif adipeux**. Cranialement elle est en rapport avec l'origine du chef long du quadriceps fémoral et avec le petit muscle articulaire de la hanche. Dorsalement elle est en rapport avec le muscle fessier profond. Caudalement elle est en rapport avec les muscles jumeaux et la terminaison des muscles obturateurs. Médialement elle est en rapport avec l'origine des muscles adducteurs de la cuisse et avec la terminaison du muscle iliaque.

3. Synoviale (6)

A l'intérieur de l'articulation se trouve la synoviale. Elle tapisse la face interne de la capsule articulaire et les deux faces du bourrelet de l'acétabulum ainsi que son bord libre. Elle couvre également la tête fémorale et une partie du col. Elle est présente autour du ligament de la tête fémorale et de son expansion vers l'incisure acétabulaire. Au niveau de la partie de la fosse acétabulaire non occupée par l'insertion ligamentaire, elle forme un petit diverticule. Elle est protégée par l'ensemble de masses musculaires entourant l'articulation coxo-fémorale. Sa ponction nécessite donc l'utilisation de techniques particulières.

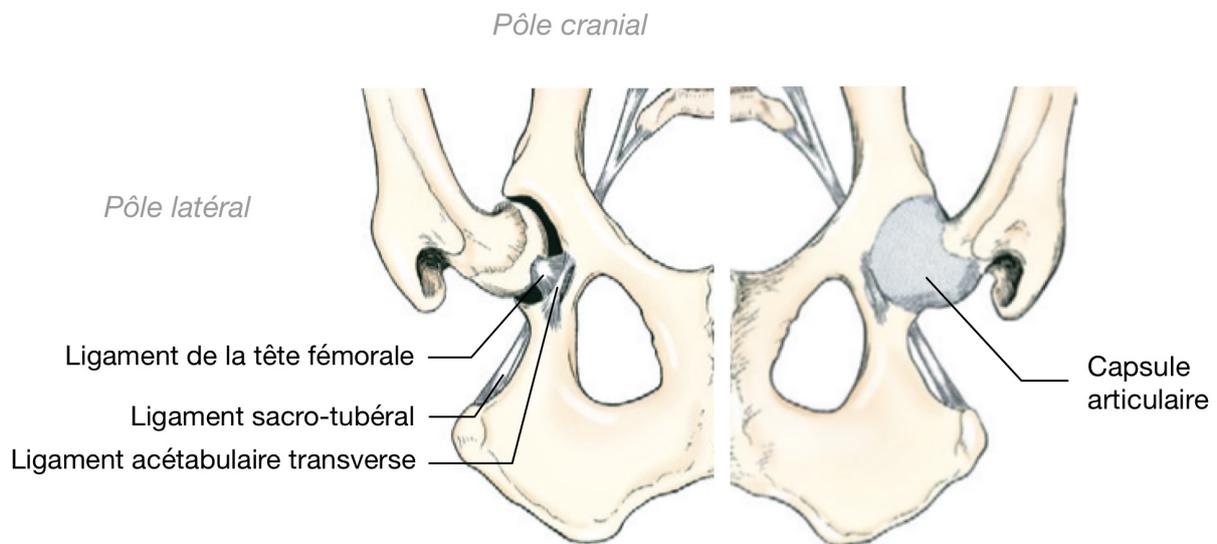


FIGURE 8 : Articulation coxo-fémorale en vue ventrale d'après (4)

C. Myologie

Deux groupes de muscles participent la stabilité et aux mouvements de l'articulation coxo-fémorale : les muscles sous-lombaires et les muscles du bassin.

1. Les muscles sous-lombaires

Ils prennent naissances sur les surfaces ventrales des vertèbres thoraciques et lombaires, et se terminent sur l'os coxal et le fémur. Ils sont recouverts par le fascia iliaca.

Le **muscle grand psoas** est un muscle étroit et principalement tendineux. Il prend naissance sur les corps et processus transverses des premières vertèbres lombaires à partir de L2 et est rattaché aux vertèbres lombaires 4, 5, 6 et 7. Il se termine par un grand tendon plat qui fusionne avec l'aponévrose du muscle iliaque et s'insère sur l'éminence ilio-pubienne. Il permet la rotation latérale de la cuisse.

Le **muscle iliaque** est un muscle large et épais qui couvre la face pelvienne de l'ilium.

Au niveau de l'ilium, le muscle iliaque enveloppe la partie terminale du muscle grand psoas et forment ensemble le **muscle ilio-psoas**. Son tendon terminal s'attache au niveau du petit trochanter du fémur. Il est le principal muscle fléchisseur de la hanche et permet l'engagement des postérieurs.

Deux autres muscles appartiennent aux muscles sous-lombaire mais ne jouent pas de rôle sur l'articulation coxo-fémorale : le **muscle petit psoas** et le **muscle carré des lombes**.

2. Les muscles du bassin

Les muscles du bassin se regroupent autour de l'os coxal. Ils prennent tous leur origine sur cet os et se terminent au niveau de l'extrémité proximale du fémur. Ils sont moteurs de l'articulation coxo-fémorale. On peut diviser ces muscles en deux groupes : les muscles fessiers et les muscles pelviens profonds. Ces muscles sont couverts par le fascia glutéal (large expansion fibreuse), qui fait parti d'un système contentif étendu qui couvre les régions du bassin et de la cuisse.

2.1. Les muscles fessiers (4, 6)

Les muscles fessiers sont des muscles volumineux, au nombre de 3 chez le chien, et recouvrent la face latérale (ou glutéale) de l'ilium. Ils permettent la stabilisation et sont des extenseurs puissants de l'articulation de la hanche.

Le **muscle fessier superficiel** est un muscle petit et mince, qui est composé d'une partie charnue triangulaire qui recouvre incomplètement le fessier moyen, et d'une partie aponévrotique. Dans sa partie craniale, il est découpé en deux pointes reliées par une fine aponévrose confondue avec le fascia glutéal. L'une des pointes s'unit au tenseur du fascia lata et prend origine avec lui au niveau de l'épine iliaque ventro-craniale (angle de la hanche), et l'autre prend origine sur l'épine iliaque dorso-craniale. Caudalement les deux pointes convergent et forme un tendon large qui s'unit au fascia lata et se prolonge par une mince aponévrose qui s'insère au niveau du troisième trochanter (tubérosité glutéale). Il est abducteur de la cuisse et accessoirement rotateur.

Le **muscle fessier moyen** est le muscle fessier le plus vaste et le plus puissant. Sa partie charnue prend naissance au niveau de la crête iliaque et sur la face glutéale de l'aile de l'ilium. Caudalement à la crête iliaque il fusionne avec le fascia glutéal. Il se termine par un tendon court et épais, sur le sommet du grand trochanter. Il agit comme un levier interfixe et participe accessoirement à la rotation médiale de la hanche. Il est un des agents les plus efficace dans la propulsion du corps.

Le **muscle fessier profond** est un muscle large en forme d'éventail. Il prend son origine le long du col de l'ilium, jusqu'à l'épine sciatique. Il se termine par un tendon court et épais sur la partie craniale du grand trochanter. Il participe à la rotation médiale de la hanche et est abducteur de la cuisse.

2.2. *Les muscles pelviens profonds (4, 6)*

Les muscles pelviens profonds sont des petits muscles situés au voisinage immédiat de l'articulation coxo-fémorale. Ils jouent un rôle important dans la stabilité de cette articulation et permettent la rotation latérale de la hanche.

Le **muscle piriforme** est un petit muscle allongé qui prend origine au niveau de la surface ventrale de la troisième vertèbre sacrale et de la première vertèbre caudale. Sa terminaison se fait par un tendon qui rejoint celui du muscle fessier moyen sur le grand trochanter. Il participe à l'extension et l'abduction de la hanche.

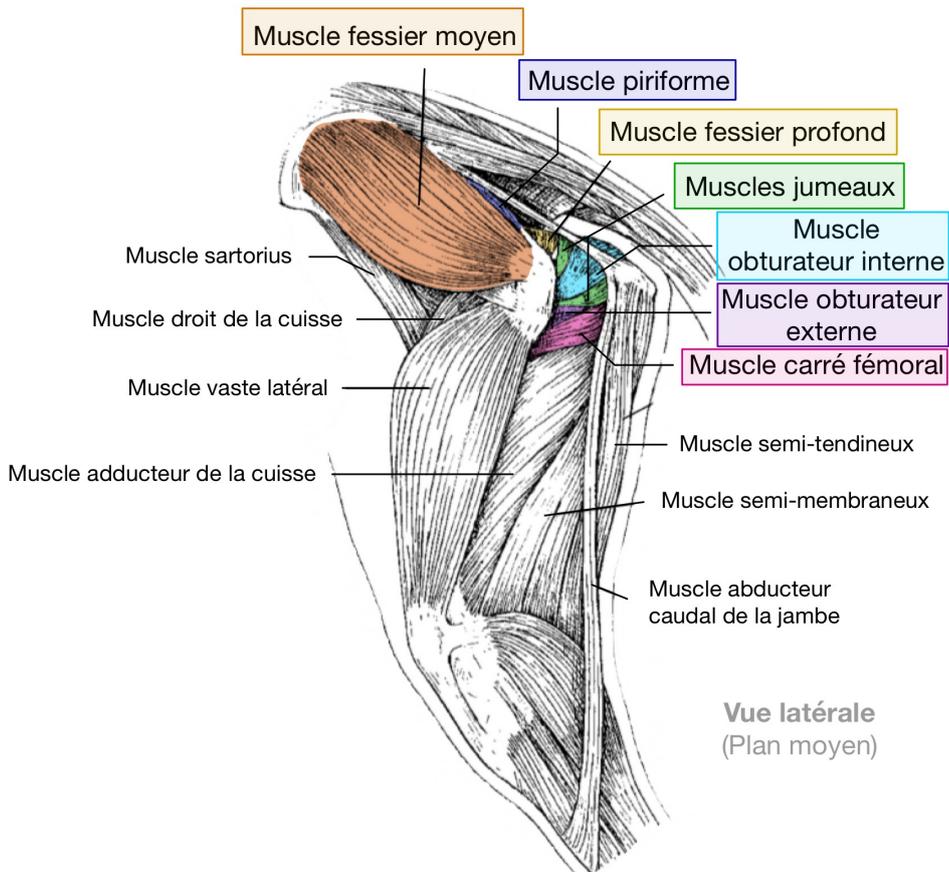
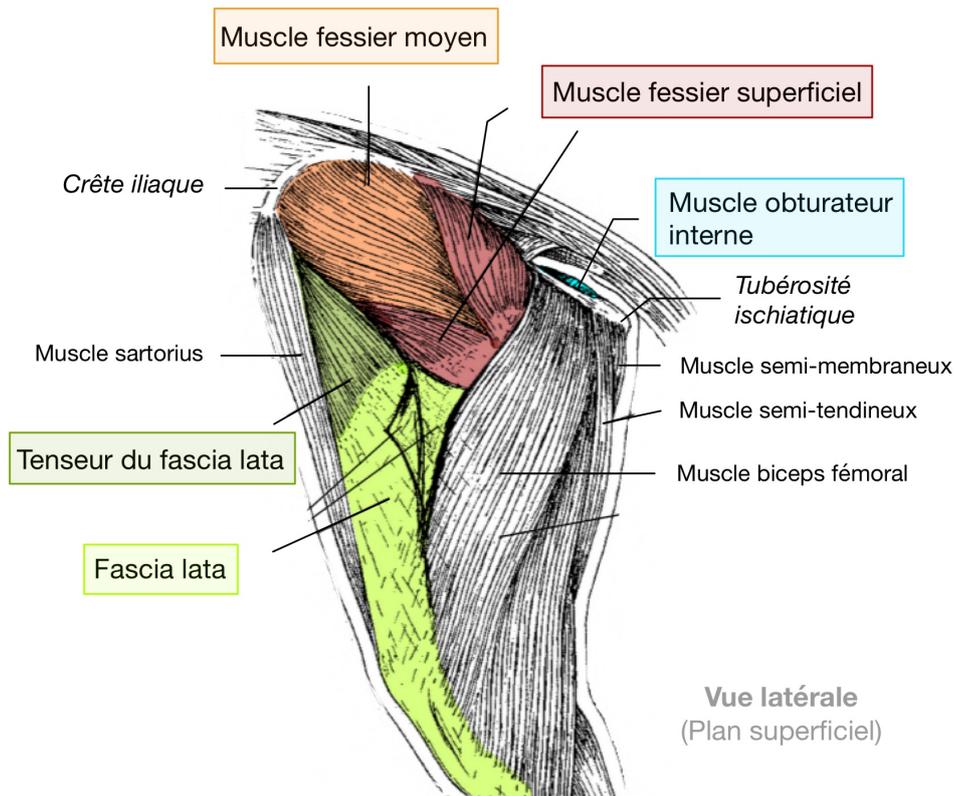
Le **muscle obturateur interne** est un grand muscle plat en forme d'éventail qui recouvre le foramen obturé. Il prend origine sur les surfaces endopelviennes (dorsales) des branches du pubis et de l'ischium, autour du foramen obturé. Il se termine par un tendon qui sort de la cavité pelvienne et s'attache au fond de la fosse trochantérique. Il participe à l'abduction de la cuisse.

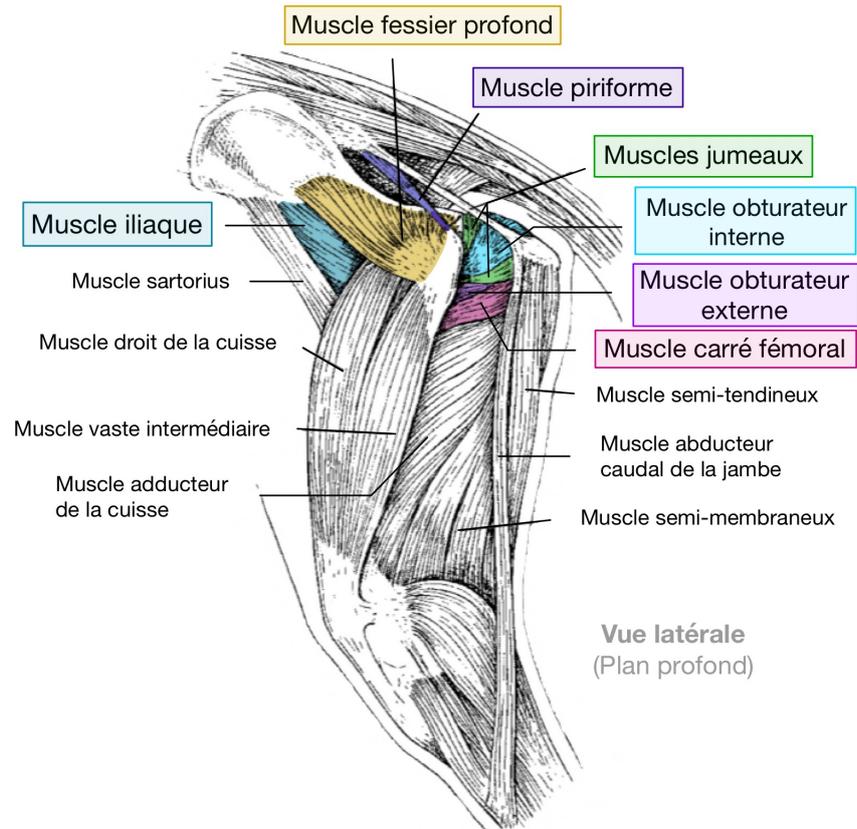
Les **muscles jumeaux** sont deux petits muscles formés par un corps charnus qui encadrent la partie extra-pelvienne de l'obturateur interne. Ils naissent ensemble sur la face latérale du corps de l'ischium. Ils se terminent par un tendon qui fusionne avec celui de l'obturateur interne, dans la fosse trochantérique. Ils sont auxiliaires à l'obturateur interne.

Le **muscle obturateur externe** est un muscle aplati en forme d'éventail. Il prend naissance sur la face exopelvienne (ventrale) du pubis et de l'ischium, près de la symphyse pelvienne, et recouvre la face ventrale du foramen obturé. Son tendon terminal rejoint ceux des muscles jumeaux et de l'obturateur interne au sein de la fosse trochantérique. Il permet l'adduction de la cuisse.

Le **muscle carré fémoral** est un muscle court et charnu, aplati dorso-ventralement. Il naît sur la surface ventrale de la tubérosité ischiatique et se termine par une courte lame aponévrotique sur la crête intertrochantérique, à la base du grand trochanter. Il participe à l'extension et joue également un rôle adducteur.

Le **muscle articulaire de la hanche** est un petit muscle fusiforme. Il prend origine sur l'ilium, se situe sur la face craniale de la capsule articulaire et se termine au niveau du bord cranial du fémur, sur son extrémité proximale. Sa taille fait qu'il n'a pas de fonction mécanique importante.





FIGURES 9a, 9b, 9c : Positionnement des muscles du bassin selon 3 plans, sur un membre pelvien gauche, d'après (6)

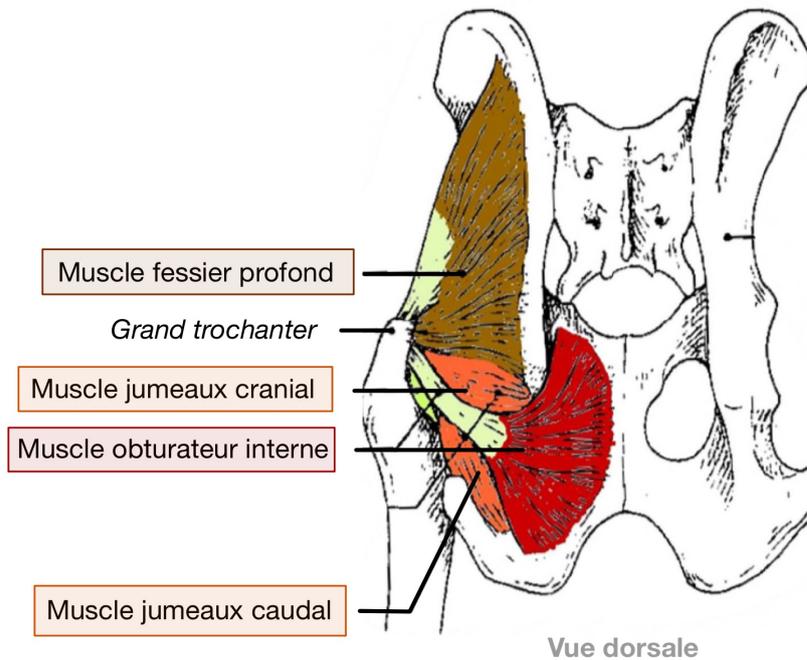


FIGURE 10 : Positionnement des muscles du bassin en vue dorsale d'après (6)

D. Vascularisation et innervation

1. Vascularisation (7)

Le bassin et les membres pelviens sont irrigués par de volumineux vaisseaux terminaux de l'aorte, et drainés par la veine cave caudale et le centre lymphatique ilio-sacral.

Les deux principales artères terminales de l'aorte qui irriguent cette région sont l'artère iliaque interne qui pénètre dans la cavité pelvienne, et l'artère iliaque externe qui se dirige latéralement vers le membre pelvien. L'**artère iliaque interne** se divise en deux branches : l'**artère honteuse interne** qui irrigue les viscères pelviens, et l'**artère glutéale caudale** qui sort de la cavité pelvienne pour irriguer les muscles du bassin et de la cuisse à partir de ses rameaux et de ses artères collatérales (l'artère ilio-lombaire et l'artère glutéale craniale). L'**artère iliaque externe** se prolonge dans la cuisse par l'artère fémorale.

Deux systèmes veineux assurent le drainage du membre pelvien : le système veineux profond et le système veineux superficiel ou veines saphènes, situées juste sous la peau. Le **système veineux profond** est constitué par des veines satellites aux artères. Les veines de la cuisse aboutissent à la **veine iliaque externe** et les veines du bassin aboutissent à la **veine iliaque interne**. Ces deux veines se rejoignent pour former la **veine iliaque commune** qui rejoint la veine cave caudale.

2. Innervation (8)

L'essentiel de l'innervation sensitive et motrice du membre pelvien est découlé du plexus lombo-sacral. Ce plexus est divisé en deux parties. La **partie craniale** donne naissance au nerf cutané fémoral latéral, au nerf fémoral et au nerf obturateur. Ils innervent principalement les muscles fémoraux craniaux et médiaux. La **partie caudale** est beaucoup plus volumineuse. Elle forme le tronc lombo-sacral qui se retrouve sous les muscles fessiers. Il donne naissance au nerf glutéal cranial, au nerf sciatique, au nerf glutéal caudal et au nerf cutané fémoral caudal. Ils innervent les muscles fessiers, les muscles fémoraux caudaux et les régions de la jambe et du pied.

Le **nerf sciatique** est le nerf le plus volumineux du corps et assure l'innervation sensitive et motrice de la plus grande partie du membre pelvien. Il sort du bassin par la grande échancrure sciatique et se retrouve sous le muscle fessier moyen. A ce niveau il émet des rameaux sensitifs de l'articulation de la hanche et des rameaux moteurs pour le muscle fessier profond, l'obturateur interne, les muscles jumeaux et le carré fémoral. Il longe ensuite dorsalement le muscle fessier profond et les muscles pelviens profonds et passe en arrière de l'articulation coxo-fémorale. A ce niveau il émet de longs rameaux moteurs pour

les muscles fémoraux caudaux. Au niveau de la cuisse, il se divise ensuite en deux nerfs terminaux : le nerf tibial et le nerf fibulaire commun.

II. LES PROTHESES TOTALES DE HANCHE

A. Historique

Le concept de prothèses de hanche remonte à plus de 50 ans. Les premières procédures de prothèses de hanche ont été initiées avec des hémi-arthroplastie. L'implant fémoral était constitué d'une tête sphérique et d'une tige courte de soutien, il s'articulait directement avec le cartilage hyalin articulaire de l'acétabulum. Ces prothèses se sont avérées trop faible pour supporter la charge et la tige finissait par se rompre. Depuis, de nombreuses modifications de l'implant fémoral ont été réalisées : implant fémoral en acier inoxydable, en vitallium ou en titane. (9) Le resurfaçage de la hanche a une histoire longue, avec des résultats mitigés, en médecine humaine. Récemment, une prothèse de resurfaçage de hanche canine métal sur métal (Bionic Hip Resurfacing System, Securos®) a été développée et fait actuellement l'objet d'essais cliniques dans certaines centres de référence vétérinaire. (10)

Les implants commerciaux pour les arthroplasties totales de hanche sont disponibles pour les patients vétérinaires depuis 1974, suite à la publication du premier rapport d'une procédure d'arthroplastie totale de hanche réussie chez le chien par Hoefle (1974). (10) Les premiers implants étaient des systèmes cimentés à tête fixe, avec des tiges en acier inoxydable et des composants acétabulaires en polyéthylène (Richards Canine II, Richards Medical). Les taux de complications initiaux étaient d'environ 20%. (1) De nombreux rapports sur l'utilisation de ce type de prothèse à tête fixe ont ensuite été publiés dans la littérature vétérinaire : les taux de réussite se situaient entre 85 et 95%. (3)

En 1990, a été introduit un système de prothèse totale de hanche canine modulaire cimenté (CFX, BioMedtrix®). Ce système est constitué d'une cupule acétabulaire et d'un composant fémoral en deux parties : une tête fémorale indépendante, et d'une tige fémorale à col. Il permet de faire varier la longueur du col et ainsi pouvoir faire des ajustements pour obtenir une stabilité appropriée de l'articulation lors de la réduction, et améliorer l'amplitude de mouvement. La modularité de ce système a permis une meilleure personnalisation des implants à chaque patient. (1, 11) Depuis, d'autres implants cimentés ont été développés, notamment en France avec la prothèse Biomécanique intégrée et son dérivé, et la tige Porte Vet®. (10)

Les limites des prothèses de hanche cimentées, tel que les infections, le descellement aseptique, etc., ont conduit à développer des prothèses dites sans ciment ou impactées. En 1992, des travaux importants concernant les prothèses totales de hanche canines non cimentées ont été réalisées. La prothèse PCA (Porous-Coated Anatomic) Total Hip System (Howmedica®) a été utilisée avec beaucoup de succès pour la recherche et les applications cliniques. Ce système d'implant n'a jamais été commercialisé, mais il a permis le développement et la commercialisation du système de prothèse totale de hanche canine non cimentée avec le système BFX (BioMedtrix®) en 2003. (11) Depuis, d'autres types de prothèses de hanche sans ciment se sont développés. Aujourd'hui, une grande majorité des prothèses totales de hanche canines sont des prothèses non cimentées, bien que les prothèses cimentées continuent de jouer un rôle important. (1)

L'évolution la plus récente est l'utilisation des tiges de prothèse de hanche dites courtes, permettant de conserver le capital osseux. En médecine vétérinaire, ce type de tige est principalement représenté par la prothèse de type Helica (Innoplant®), qui est vissée au travers du col fémoral. Cette dernière semble donner des résultats similaires au design plus classique des autres types de tige de prothèse de hanche. (12)

L'évaluation des patients, la conception des implants, les matériaux utilisés, l'instrumentalisation, la technique chirurgicale, la gestion des complications et les soins post-opératoires sont en continuelle amélioration. Aujourd'hui, grâce aux prothèses modulaires et à une instrumentation améliorée, les prothèses sont plus faciles à implanter, et le chirurgien dispose d'une plus grande flexibilité, notamment dans le choix d'une prothèse qui s'adapte mieux à la morphologie de l'animal, et les résultats sont donc meilleurs. (3)

B. Indications pour la pose de prothèses totales de hanches

1. Objectifs

La pose de prothèse totale de hanche est une méthode efficace pour traiter les affections invalidantes de la hanche. (3) Elle vise à préserver la fonction du membre et à éliminer la douleur, et donc permet d'améliorer la qualité de vie. (13)

Par exemple, dans le cas de dysplasie de la hanche, l'objectif est de modifier la progression de la maladie, et donc de l'arthrose. (2) L'arthroplastie totale de hanche permet dans ce cas de permettre à un patient souffrant de boiterie chronique et dont l'inconfort est réfractaire à un traitement conservateur, de retrouver une fonction proche de la normale voire normale. (14)

2. Affections prises en charge par la pose d'une prothèse totale de hanche

L'indication la plus courante est la gestion de la douleur et de la perte de fonction associée à une maladie articulaire dégénérative (arthrose) secondaire à la dysplasie de la hanche. Cette maladie se caractérise par une laxité excessive de l'articulation coxo-fémorale. Elle entraîne une subluxation de la tête fémorale, à l'origine d'arthrose et de déformation des surfaces articulaires. Un traumatisme antérieur peut également conduire à une coxarthrose. (13) La dysplasie de la hanche ou la coxarthrose sont principalement prises en charge médicalement (exercice physique, contrôle du poids, AINS, rééducation). Cependant en cas d'échec, une arthroplastie totale de la hanche peut être envisagée avec d'excellents résultats. Dans le cas de dysplasie bilatérale, la pose de prothèse de hanche peut être bilatérale mais une prothèse de hanche unilatérale permet un fonctionnement acceptable des hanches dans 80% des cas. (2)

L'arthroplastie totale de hanche peut également permettre de traiter des luxations coxo-fémorales chroniques ou traumatiques non réductibles, des nécroses avasculaires de la tête fémorale (maladie de Legg-Perthes), des fractures comminutives de la tête du fémur, et des fractures non consolidées du fémur proximal, du col du fémur ou de l'acétabulum. De mauvais résultats après certaines interventions chirurgicales tel qu'une excision de la tête et du col du fémur, une triple ou double ostéotomie pelvienne, ou une arthroplastie, font également parti des indications de la pose de prothèses totales de hanche. (1, 3, 11, 13-18)

3. Candidats à la pose d'une prothèse totale de hanche

Les candidats doivent présenter des signes cliniques de douleur ou de diminution de la capacité fonctionnelle de la hanche. Il ne suffit pas de s'appuyer sur des preuves uniquement radiographiques. (1) Un examen orthopédique et neurologique des deux membres pelviens est essentiel à la sélection des candidats de l'arthroplastie totale de hanche. (3)

Idéalement l'animal doit avoir terminé sa croissance ou à minima la plaque de croissance acétabulaire doit être fermée. (1, 13) Ainsi une prothèse de hanche est rarement envisagée avant l'âge de 9-10 mois. (2) Cependant certaines études récentes rapportent de bon résultats chez des animaux beaucoup plus jeunes (environ 6 mois). (19) Il n'y a pas de limite d'âge supérieur. (3) La taille du patient n'est plus un obstacle à la réalisation de prothèse totale de hanche car le développement d'implants compatibles avec les races de petits chiens ou de chats (Micro THR ou Nano THR) permet d'implanter des prothèses chez des patients pesant jusqu'à 2 kg. (1, 11)

Tous les patients doivent être en bonne santé générale. C'est pour cette raison qu'on prendra en compte les antécédents, l'examen clinique général, les données radiographiques et les analyses sanguines. L'étendue du bilan nécessaire pour établir l'état de santé de l'animal dépend de son âge et de son évaluation préliminaire. (3)

4. Contre-indications à la pose d'une prothèse totale de hanche

Les animaux présentant une dysplasie mais indolore et dont la fonction des hanches est normale, ne sont pas des candidats pour une prothèse totale de hanche, quelle que soit la gravité des signes radiographiques de dysplasie et de la maladie articulaire dégénérative associée. (3)

Les chiens présentant d'autres pathologies telles qu'une tumeur, une rupture du ligament croisé non traitée, des déficits neurologiques, une infection bactérienne, ou une maladie systémique, ne sont pas des candidats à l'arthroplastie totale de hanche. (3, 14) Cependant, une maladie orthopédique ou neurologique concomitante est une contre-indication relative. La maladie concomitante doit être traitée et résolue avant d'envisager une arthroplastie totale de la hanche. La seule exception est la myélopathie dégénérative se présentant sous une forme d'évolution lente et progressive. Si la fonction neurologique n'est pas sévèrement compromise, il est possible d'envisager la pose d'une prothèse totale de hanche. (1) Au niveau des infections, l'arthrite septique est une contre-indication absolue à l'arthroplastie totale de hanche. Les infections des voies urinaires, les otites externes et les maladies dentaires graves doivent être résolues avant d'envisager une PTH. (10, 13) Un antécédent de chirurgie articulaire n'est pas considéré comme une contre-indication mais tout animal avec des implant à l'intérieur ou autour de l'articulation doit être évalué afin d'exclure la présence d'une infection. (10) Chez les patients atteints d'une néoplasie, d'une coagulopathie, d'une insuffisance cardiaque, hépatique ou rénale compensée, d'une immunodépression (ex : diabète, maladie de Cushing, polyarthrite à médiation immunitaire généralisée), il est toutefois possible d'envisager une arthroplastie totale de hanche en fonction de l'état général de l'animal. Il faut alors prendre soin de présenter au propriétaire le risque élevé de la chirurgie, et d'obtenir son consentement éclairé. (13)

Une évaluation minutieuse du patient est donc primordiale pour choisir le bon traitement. (3)

C. Matériaux utilisés

Les implants de l'arthroplastie totale de hanche sont composés d'une tige, d'une tête fémorale indépendante, et d'une cupule acétabulaire. Les implants peuvent ensuite être cimentés ou non. Le ciment osseux utilisé est du polyméthacrylate de méthyle (PMMA). (1)

1. Critères de choix des matériaux pour une tige fémorale

Le **choix du matériau** pour un implant se fait en fonction des propriétés mécaniques et biologiques, du coût et de la facilité de fabrication. Parmi les caractéristiques biologiques et mécaniques nécessaires on retrouve la biocompatibilité, la résistance, l'élasticité et le taux d'usure de l'implant. (1, 13)

Le matériau doit en effet être assez **résistant** pour que l'implant soit capable de soutenir le poids de l'animal, et pendant un certain nombre d'années. (1)

L'**élasticité des implants** est différente en fonction du matériau utilisé. Elle est basée sur le couple contrainte-déformation. Cette élasticité est importante à prendre en compte car elle définit notamment la résistance et la rigidité des implants. Idéalement, la rigidité de l'implant doit être la plus proche de la rigidité de l'os. En effet, plus l'élasticité de l'implant est différente de celle des surfaces adjacentes, plus le risque de développement de débris d'usure et le risque de « stress-shielding » augmentent. Le « stress-shielding » est un phénomène qui se produit lorsque l'implant est plus rigide que l'os, les contraintes s'exerçant sur l'os sont alors diminuées, et il en résulte, selon la loi de Wolff, une atrophie osseuse pouvant conduire également à un descellement aseptique de l'implant. (1)

Le **taux d'usure** doit être le plus faible possible. Effectivement, le développement de débris d'usure est une des premières causes de descellement aseptique. (1)

Les **différents matériaux** qui ont été utilisés pour les tiges fémorales sont l'acier inoxydable, les alliages cobalt-chrome, le titane et les alliages de titane. (1, 13)

L'**acier inoxydable** est rarement utilisé aujourd'hui. La forme d'acier inoxydable encore utilisée contient en plus du fer, du chrome, du nickel et du molybdène. Il est rarement utilisé dans les implants posés en première intention mais plus souvent dans les implants utilisés pour corriger des complications de prothèse totale de hanche telles que les fractures. (1)

Les **alliages de cobalt** sont le plus souvent composés de chrome, de molybdène et de nickel. Le matériau est très rigide, et présente également une excellente résistance à l'usure. Une couche superficielle d'oxyde de chrome lui confère également une bonne résistance à la corrosion. Cependant la libération progressive d'ions cobalt peut, à terme, être une source de complications sur le long terme. (1)

Le **titane** est un matériau hautement biocompatible, mais dans sa forme pure il ne possède pas une résistance suffisante pour supporter la charge associée à la prothèse totale de hanche. Son alliage avec du vanadium et de l'aluminium le rend beaucoup plus résistant, et est couramment utilisé. L'alliage de titane est plus souple que l'alliage chrome-cobalt, avec une élasticité plus proche de l'os. Cependant, il possède un moins bon coefficient de frottement que le chrome-cobalt, et est donc plus sujet au développement de débris d'usure. (1)

Le **tantale** est un métal qui peut être fabriqué avec une porosité et une élasticité similaire à ceux de l'os spongieux. Il possède d'excellentes caractéristiques de croissance osseuse, mais il n'a pas encore été utilisé dans les prothèses totales de hanche canine. (1)

2. Les surfaces de contact acétabulaire

L'étude des surfaces de contact comprend l'évaluation du frottement et de la lubrification au niveau des surfaces articulées, et les débris d'usure qui résultent de l'interaction entre les surfaces. La surface de contact idéale doit présenter un faible frottement, une faible production de débris d'usure, une bonne biocompatibilité et une bonne résistance. Les débris d'usure peuvent être générés au niveau des surfaces d'appui par différents phénomènes : adhérence, abrasion, érosion, corrosion et fatigue. (1)

Historiquement, les prothèses totales de hanche canines avaient des surfaces de contact en polyéthylène de haut poids moléculaire au niveau de la cupule acétabulaire et en métal au niveau de la tête fémorale. (1)

2.1. Surface de contact acétabulaire

Le polyéthylène à ultra haut poids moléculaire (UHWPE) reste la principale surface de contact acétabulaire. La première forme de polyéthylène largement utilisée pour les prothèses de hanche était le polyéthylène à poids moléculaire très élevé, qui constitue une bonne surface à faible frottement, mais qui est susceptible de générer des débris d'usure. Afin de diminuer le développement de ces débris et le descellement aseptique qui s'ensuit, le polyéthylène à poids moléculaire ultra-élevé a été amélioré par réticulation ou adjonction

de Vitamine E. A l'heure actuelle, le polyéthylène à haut poids moléculaire réticulé est la forme prédominante utilisée dans les prothèses de hanche chez le chien. Afin d'améliorer l'usure et le frottement des surfaces acétabulaires, Kyon® propose un acétabulum en PEEK (PolyEtherEtherKétone). Malgré des avantages tribologiques indéniables, aucune surface acétabulaire en céramique n'est actuellement disponible en médecine vétérinaire. (1)

2.2. *Surface de contact fémorale*

Les principaux matériaux utilisés pour les têtes fémorales sont, les alliages de cobalt-chrome et l'acier inoxydable. Le titane et ces alliages présentant un mauvais coefficient de friction, sont peu utilisés. Cependant, si les implants en cobalt-chrome génèrent moins de débris d'usure que ceux en alliage de titane, leurs débris d'usure sont plus cytotoxiques. (1)

Les céramiques sont largement utilisées chez l'homme du fait de la dureté de ces matériaux et de leur excellent coefficient de friction. En médecine vétérinaire, seule les prothèses totales de hanche non cimentées Zurich (Kyon®) sont disponibles avec des têtes en céramique. Dans des techniques dites « cupless » d'hémi-arthroplastie, des têtes fémorales constituées d'un revêtement de surface en carbone de type diamant (ou film de carbone amorphe) sont disponibles. Ce type de revêtement présente une très faible friction, une excellente résistance à l'usure et à la corrosion, et est biologiquement inerte. (1)

3. **Les couples de frottement**

Diverses combinaisons d'articulations sont possibles, notamment métal-sur-polyéthylène, métal-sur-métal, métal-sur-céramique, céramique-sur-polyéthylène et céramique-sur-céramique. Le métal sur polyéthylène reste l'articulation la plus couramment utilisée dans les prothèses totales de hanche, et c'est actuellement une des seules articulations disponibles dans le commerce pour les prothèses totales de hanche vétérinaires, avec le polyéthylène sur céramique disponible chez Kyon Pharma®. Cependant, la production de débris d'usure, l'ostéolyse secondaire et le descellement aseptique restent des problèmes majeurs. (1)

D. Les grands types de prothèses totales de hanche (cimentées / non cimentées)

La fixation des prothèses de hanche nécessite une résection de la tête et du col du fémur, et une préparation de des cavité médullaire fémorale et acétabulaire. Les méthodes de fixation des prothèses totales de hanche sont divisées en deux catégories : les systèmes cimentés et les systèmes non cimentés. (1)

1. Les prothèses cimentées

Les prothèses cimentées permettent d'obtenir une stabilité à court et long terme grâce à l'utilisation d'un ciment en PMMA comme interface entre l'implant et l'os. (14, 20, 21) Au niveau de la tige, celui interagit avec l'os fémoral du canal médullaire et avec la surface de l'implant.

1.1. Stabilisation de la prothèse

L'optimisation de la résistance de ces interfaces dépend de la conception de l'implant et des techniques de cimentation. (1)

L'interface implant-ciment peut être renforcée par la rugosité de la surface de l'implant. Un pré-revêtement de la tige avec du PMMA empêche le sang et la graisse d'affecter la liaison implant-ciment et contribue donc à renforcer cette interface. La résistance du ciment est assurée par une diminution de sa porosité et par une distribution adéquate au sein du canal médullaire. Un manteau de ciment d'au moins 2 mm (jusqu'à 4 mm) doit entourer la tige. Les prothèses cimentées ont généralement un col qui limite l'affaissement de la tige pendant le processus de polymérisation du ciment. Cela permet également de pressuriser le ciment dans la cavité médullaire. Le but est qu'il pénètre dans les inter-digitations de l'os spongieux et de la surface de l'implant. (1) Afin d'améliorer la résistance de l'interface ciment-os, il est important de minimiser la présence de sang, de graisse, de moelle et de débris. (1, 11)

L'alignement idéal de l'implant correspond à l'axe long du fémur dans les plans cranial-caudal et médial-latéral. (11)

1.2. Différents types de prothèses cimentées disponibles chez le chien

Le système de prothèse cimentée CFX par BioMedtrix® présente une modularité de l'implant avec des tiges disponibles en différentes tailles afin de répondre aux différents poids des patients, et aux différentes morphologies fémorales. Les têtes fémorales, également disponibles en différentes tailles, permettent d'optimiser la longueur du col fémoral afin d'obtenir une étanchéité appropriée de l'articulation lors de la réduction de la hanche. (11) Le système CFX offre donc un ajustement cohérent quelque soit la taille du fémur, et permet une fixation immédiate de la prothèse grâce au ciment qui l'entoure. (21)

Les systèmes Micro et Nano THR (BioMedtrix®) imitent le système CFX THR et sont des prothèses cimentées destinées aux chats et aux chiens de petites races, permettant la pose de prothèse chez des animaux pesant jusqu'à 2,5 kg. Il existe également différentes tailles d'implants pour ces prothèses. La petite taille de ces implants et les patients chez qui ils sont placés nécessitent obligatoirement que les implants soient stabilisés par du ciment osseux. (1, 11)

D'autres entreprises ont également développé des prothèses de hanche canines cimentées, comme par exemple le système cimenté Porte Vet®.

2. Les prothèses non cimentées

Les systèmes sans ciment ont été développés en partie pour éliminer les complications associées à l'utilisation du PMMA, notamment la formation de granulomes, le descellement aseptique et les infections. (18)

Les systèmes sans ciment assurent une stabilité à court terme par différentes méthodes selon le système d'implant utilisés : press-fit, vissé ou verrouillé. (11, 13, 17) La stabilité initiale est une condition préalable à la fixation à long terme des implants non cimentés. Elle dépend de la qualité de l'os entourant la prothèse, de la préparation chirurgicale précise du lit osseux, de la géométrie de la prothèse et de l'implant. (22)

La stabilité à long terme du montage repose sur l'ostéo-intégration (ou croissance osseuse), qui permet d'obtenir la fixation de l'implant avec l'os. (11, 13, 17, 23) Le contact direct entre l'os et la prothèse, et une interface stable, fournissent des conditions optimales pour la fixation secondaire par la croissance osseuse. En effet une interface stable entre l'implant et l'os est indispensable à la cicatrisation osseuse. Une mauvaise stabilité initiale augmente également le risque de rupture de l'implant. (22)

Les implants ont généralement un revêtement de surface métallique poreux, qui permet à l'os de s'intercaler avec l'implant lors de la croissance osseuse. Divers revêtements biologiques actifs peuvent être utilisés pour favoriser cette croissance osseuse, comme par exemple l'hydroxyapatite et les bisphosphonates. (1, 18)

Historiquement, les prothèses sans ciment était synonyme de système « press-fit », pour lequel le composant placé est légèrement plus grand que la cavité (canal fémoral) dans laquelle il est mis en place. Depuis, d'autres types de prothèses non cimentées se sont développées et les prothèses totales de hanche vétérinaires actuelles comprennent des modèles non cimentés fixés et stabilisés par d'autres moyens que le « press-fit ». (1)

2.1. Prothèses de hanche impactées ou « press-fit »

Dans le système « press-fit », la stabilité initiale de la prothèse est assurée par les forces de friction entre l'implant et l'os. Afin de maximiser ces dernières, la prothèse est impactée en force dans l'os, et cette dernière est revêtue d'un revêtement rugueux. Les implants sont fermement et solidement installés dans un lit osseux préparé. L'adéquation précise de la géométrie de l'implant et de l'os adjacent, combinée aux caractéristiques spécifiques de la conception de l'implant, permet de maintenir la position de l'implant de l'os. (11) La précision de la préparation est donc essentielle pour la pose de prothèse de hanche impactée. Si l'impaction entre l'implant et l'os est insuffisante pour contrecarrer les contraintes, l'ostéo-intégration ne sera pas atteinte et l'implant s'affaissera jusqu'à ce qu'une impaction suffisante soit obtenue. Cet affaissement peut avoir des conséquences catastrophiques sur la viabilité de la prothèse. Afin de minimiser cet affaissement, il faut utiliser le plus grand implant possible qui s'adapte aux marges de l'os cortical. (1, 22, 23) Un implant fémoral qui remplit environ 85% du fémur est recommandé pour minimiser le risque d'affaissement. (11, 22)

Le revêtement de la prothèse est rugueux et le plus souvent constitué d'une couche de titane poreux. L'adjonction d'hydroxyapatite permet également d'améliorer l'ostéo-intégration.

Le premier système press-fit commercialisé est le système BFX développé par BioMedtrix®. Il est également le premier système de prothèse totale de hanche sans ciment commercialisé dans l'industrie vétérinaire. (11) Afin d'augmenter la stabilité primaire de l'implant, BioMedtrix® a développé des tiges BFX à col et des tiges BFX à « boulon latéral ». L'ajout d'un col permet une protection supplémentaire contre l'affaissement de l'implant. En effet, en cas d'affaissement mineur, le col vient s'appuyer sur l'os et empêche tout mouvement supplémentaire de l'implant vers le canal médullaire. Le boulon latéral fournit lui un

mécanisme de verrouillage supplémentaire pour la tige et protège à la fois contre l'affaissement et la rotation de la tige. (11)

D'autres systèmes de prothèses totales de hanches canines impactées se sont développées ensuite, comme par exemple le système sans ciment Porte Vet[®] utilisé dans notre étude.



FIGURE 11 : Implants de la prothèse totale de hanche BioMedtrix[®] avec la tige et la cupule non cimentées BFX (A), une tête fémorale commune (B), et la tige et la cupule cimentées CFX (C), d'après (11)

2.1.1. Prothèses de hanche verrouillées

La prothèse de hanche non cimentée Zurich (Kyon[®]) a été développée à la fin des années 1990. (15, 24) La tige fémorale est fixée grâce à des vis de verrouillage qui permet l'ancrage de l'implant à la corticale médiale du fémur. (1, 14, 24) Ce système a été conçu pour favoriser l'ostéo-intégration de la tige en augmentant sa stabilité primaire. Cette fixation a pour but d'éliminer les micromouvements entre la prothèse et la corticale latérale, et de réduire également les contraintes exercées dans la corticale fémorale proximale, et donc de réduire le « stress-shielding ». (1, 18, 24) Il offre l'avantage d'une stabilité immédiate grâce aux vis de verrouillage, au nombre de 3 à 5. (13, 18) Il présente un revêtement en titane poreux qui permet d'assurer une croissance osseuse optimale. (15) Un revêtement en hydroxyapatite a été rajouté afin de favoriser l'intégration osseuse. (14)



FIGURE 12 : Implants de la prothèse totale de hanche verrouillée de Zurich (tige et cupule, Kyon®), d'après (13)

2.1.2. Prothèses de hanche vissées

Enfin, certaines prothèses assurent la stabilité initiale de la tige par vissage de celle-ci au sein de l'os. En médecine vétérinaire, la prothèse totale de hanche Helica, introduite sur le marché vétérinaire en 2006, repose sur ce concept. (14) Le composant fémoral Helica est un implant qui se fixe dans l'os cortical par vissage, grâce à des filets hélicoïdaux autotaraudeurs à profil positif. (1) La tige est vissée directement dans le col et la métaphyse proximale du fémur, après résection de la tête fémorale. (14, 25) Ce système permet en effet d'accroître la stabilité de l'interface os-implant et de réduire les micromouvements. Sur ce type d'implant, la stabilité initiale est assurée par les macro-filets autotaraudeurs qui permettent à l'implant d'être fermement ancré dans l'os. La tige fémorale est fabriquée en alliage de titane biocompatible et ostéoconducteur, et présente une surface rugueuse qui permet la croissance osseuse et l'ostéo-intégration au fil du temps. (12, 21)

Une autre particularité de cette prothèse vissée est qu'elle se fixe dans le col fémoral et non dans la diaphyse. L'ostéotomie est réalisée à la jonction entre la tête et le col du fémur, ce qui permet de conserver celui-ci et donc de maintenir la structure anatomique native et les propriétés mécaniques de la hanche telles que la version et l'inclinaison du col fémoral. (21, 25) De plus, la pose de ce type de prothèse ne nécessite pas d'alésage de la diaphyse fémorale. Ils peuvent donc être plus faciles à implanter que les autres systèmes disponibles, ce qui permet de réduire la durée de la chirurgie. (12, 25)



FIGURE 13 : *Implants de la prothèse totale de hanche vissée (tige Helica, Innoplast®), d'après (25)*

3. Avantages et inconvénients des prothèses totales de hanche cimentées versus non cimentées

3.1. Prothèse totale de hanche cimentée

Le principal avantage d'une prothèse cimentée est la stabilisation immédiate des implants dans l'os au moment de la chirurgie, sans risque de déplacement ultérieur à la reprise d'appui. (11)

Cependant, dans les années 1980, le descellement aseptique de l'implant a été identifié comme la complication la plus rencontrée chez les patients ayant subi une arthroplastie cimentée. Malgré les progrès réalisés dans les techniques chirurgicales et la cimentation, le risque de descellement aseptique reste toujours élevé. (11) Ainsi une étude post-mortem chez le chien a montré que près de 64% des prothèses cimentées n'était pas stable. (26) De plus, le risque infectieux est plus important dans le cas de prothèse cimentée à cause de l'ajout de ciment chirurgical. (10)

L'application de ciment dans la fixation d'un implant permet de surmonter certains problèmes de qualité osseuse lorsqu'ils sont présents. L'implant cimenté est également une bonne alternative lorsque l'utilisation d'un implant sans ciment peut être considérée comme risquée si les conditions pour un « press-fit » optimal ne sont pas réunies. (11)

3.2. *Prothèse totale de hanche non cimentée*

Initialement moins stable qu'un implant cimenté, la nature biologique de la fixation sans ciment présente les avantages potentiels d'une interface os-implant stabilisée par les tissus vitaux. On parle d'ostéo-intégration. L'avantage potentiel est de diminuer les risques d'infection et de descellement aseptique, notamment par l'élimination du PMMA en tant que source de débris particulaire. (11, 14, 18, 20) Cette ostéo-intégration, à long terme, permet une meilleure survie et longévité des implants. (2)

Les autres avantages de la fixation sans ciment sont la réduction du temps opératoire, l'élimination du PMMA monomère comme danger aérien pour le personnel du bloc opératoire, et une diminution du risque thermique pour l'os. (14, 20)

Cependant, le manque de stabilité primaire peut favoriser un déplacement de la prothèse dans les premiers temps du post-opératoire mais également limiter l'ostéo-intégration initiale.

4. Critères de choix

Le choix de l'implant pour un patient bénéficiant d'une arthroplastie totale de la hanche dépend de divers facteurs, notamment l'expérience et la formation du chirurgien, les facteurs liés à la taille et au poids du patient, l'âge du patient, le processus pathologique affectant l'articulation coxo-fémorale, la qualité de l'os et la morphologie du fémur. (11)

Chez un jeune patient (4 à 8 mois) avec un mode de vie plus actif, la prothèse de hanche non cimentée paraît être une meilleure option en terme de longévité des implants. (2) En revanche la pose de prothèse de hanche cimentée est plus adaptée à des patients plus âgés avec une moins bonne qualité osseuse, ou dont les caractéristiques anatomiques ne se prêtent pas à une prothèse non cimentée. (2)

Le choix des implants fémoraux peut dépendre de la conformation du fémur. En effet la conformation fémorale peut déterminer non seulement la taille de l'implant mais également la méthode de fixation utilisée. Par exemple, les fémurs de conformation cylindrique (« tuyau de poêle ») sont plus adaptés à la pose de prothèse avec ciment, tandis que les fémurs de conformation conique (« flute de champagne ») sont adaptés à une fixation de l'implant par « press-fit » (sans ciment). (1)

L'implantation d'implants sans ciment dans des fémurs dont l'os est de mauvaise qualité, entraîne un risque accru d'affaissement et d'échec de l'implant. La pose d'une prothèse cimentée est donc recommandée en cas de mauvaise qualité osseuse de l'os fémoral. (14)

La décision de placer une tige sans ciment si les conditions pour un « press-fit » adéquat ne sont pas obtenues, risque d'entraîner des complications post-opératoires importantes liées à des changements de la position de l'implant. On préfère alors la pose d'un implant cimenté dans ce cas. (11, 14)

Il convient de noter que des preuves cliniques définitives soutenant de la supériorité de la fixation cimentée ou non cimentée font actuellement défaut. (14)

E. Evaluation et succès des prothèses totales de hanche

1. Evaluation post-opératoire de la prothèse

Plusieurs auteurs recommandent une réévaluation de la prothèse totale de hanche au minimum 2 mois, 6 mois et 12 mois après sa mise en place, suivie ensuite d'un contrôle annuel. (13, 15, 25) D'autres auteurs recommandent même de commencer le suivi plus tôt, dès 1 mois post-opératoire, d'autres ajoutent également un contrôle à 3 mois post-opératoires. (12, 20, 25) Lors de chaque suivi, il est important de réaliser à la fois une évaluation orthopédique, ainsi qu'un contrôle radiographique de la prothèse.

1.1. Evaluation clinique

La réévaluation orthopédique du patient doit inclure un examen clinique permettant d'évaluer la masse musculaire, l'amplitude de mouvement de la hanche et la présence de douleur ou gêne lors de la manipulation de la hanche. Il convient ensuite d'évaluer la démarche et noter la présence ou non de boiterie. Tout résultat autre qu'une hanche fonctionnant normalement peut être le signe d'une complication. (13, 15)

1.2. Evaluation radiographique

L'évaluation radiographique consiste en la prise de radiographies pelviennes en vues latérales et ventro-dorsales. (1, 3, 11–13, 25) Elles sont prises en post-opératoire immédiat, et ensuite lors de chaque contrôle. Toutes les radiographies de suivi peuvent ainsi être comparées aux radiographies post-opératoires immédiates. (10, 15)

Ces radiographies permettent d'évaluer la position correcte des composants acétabulaires et fémoraux, la position des vis en cas de prothèses verrouillées, et le remplissage du PMMA en cas de prothèses cimentées. (1, 3, 11, 13) Pour le composant acétabulaire, il convient d'évaluer la couverture craniale et caudale de la cupule, ainsi que son assise complète. Pour un implant fémoral cimenté, un manteau d'au moins 2 mm de ciment doit entourer la prothèse, et la tige doit être centrée dans la cavité médullaire. Pour une tige « press-fit », il est important d'évaluer le remplissage du canal médullaire fémoral. Pour la tige de Zurich, elle doit être en contact avec la corticale médiale du fémur sur toute sa longueur, et toutes les vis de la tige doivent dépasser de manière égale de la corticale médiale du fémur. (1, 10)

Les radiographies sont également utilisées pour calculer les angles de rétroversion ou d'antéversion de la tige fémorale, et l'angle d'inclinaison, l'angle d'ouverture latérale et la version du composant acétabulaire. (1, 10)

Lors des suivis, il est également important d'examiner en particulier tout signe de zone radio-transparente autour de la prothèse, de remodelage, de sclérose osseuse, de défaillance de l'implant, de fissures/fractures, de luxation de la prothèse, de migration de la cupule, d'affaissement ou de rotation de la tige, qui peuvent être des signes de complications. (10, 15, 20)

2. Récupération fonctionnelle selon les prothèses

Dans la littérature vétérinaire, il n'y pas de preuves suffisantes pour soutenir l'affirmation d'un retour complet à la fonction normale des hanches avec n'importe quelle procédure ou système d'implant. (1)

Généralement, les patients sont en mesure de porter partiellement leur poids sur le membre opéré dans les 24 à 48 heures suivant l'opération et présentent une amélioration constante de leur fonction au fil du temps. (11)

Le succès d'une prothèse totale de hanche est souvent défini comme le retour à une fonction normale (excellente) ou quasi normale (bonne) des membres pelviens, associé à une articulation de la hanche indolore et mécaniquement saine. L'absence de douleur, l'amplitude complète des mouvements de la hanche, l'augmentation de la tolérance à l'exercice, l'augmentation de la masse musculaire et l'amélioration de la qualité de vie sont les résultats attendus. (3, 13, 20) Cependant la description du succès reste subjective selon les auteurs. Par exemple, certains ne considèrent pas la présence d'une boiterie persistante comme un échec, ce qui complique l'interprétation des taux de réussite des prothèses totales de hanche canines. (1)

Dans l'ensemble, la littérature fait état d'un taux de réussite d'environ 95% (entre 80 et 98%) pour l'arthroplastie totale de hanche canine, sur la base de l'évaluation clinique et radiographique. (1, 16, 17, 27) Selon plusieurs études, les propriétaires de chiens opérés par des arthroplasties totales de hanche avec différents systèmes rapportent de bons ou excellents résultats dans 82 à 94% des cas. (16, 17, 28)

2.1. Premiers résultats

De nombreuses études documentant l'utilisation de la prothèse totale de hanche à tête fixe ont été publiées dans la littérature vétérinaire. Les premières études sur les prothèses de hanche canine (entre 1979 et 1987) ont rapportées des taux de réussite qui se situent entre 85 et 95%. (3)

2.2. Prothèses cimentées

Les études concernant les premières prothèses de hanche à tête mobiles cimentées (entre 1992 et 1999) ont rapportées un bon ou excellent fonctionnement des hanches à long terme chez 91 à 98% des chiens. (2)

L'étude de Liska datant de 2006 sur 730 procédures de PTH CFX rapporte un taux de réussite de 96%. (11)

Plusieurs études sur la prothèse de hanche cimentée Porte Vet[®], rapportent des taux de réussite dans 90 à 97% des cas. (14)

Une étude sur les prothèses cimentées chez des petits chiens (poids moyen de 19 kg) a rapporté de bons ou excellents résultats chez 83% des patients. (2, 11)

Une étude sur les microsystèmes cimentés pour les petits chiens de moins de 12 kg (poids moyen de 6,4 kg) a rapporté un excellent résultat chez 91% des patients. (2, 11)

2.3. Prothèses non cimentées

2.3.1. Prothèses impactées

Les différentes études concernant les prothèses BFX rapportent des taux de réussite autour de 88%. (11, 20) Des études ont documentées une récupération fonctionnelle complète du membre opéré environ 3 mois après la chirurgie. (16)

2.3.2. Prothèses verrouillées (Zurich)

Le système de Zurich (verrouillé) présente des taux de réussite similaire à ceux des autres systèmes de PTH. D'après plusieurs études entre 2009 et 2015, le taux de réussite varie de 88 à 99%. Ce système constitue donc une option de traitement efficace pour les diverses pathologies orthopédiques de l'articulation coxo-fémorale chez les chiens de race moyenne à géante. (13, 14, 24)

2.3.3. Prothèses vissées (Helica)

Les quelques études disponibles évaluant la PTH Helica rapportent des taux globaux de réussite similaires aux autres systèmes de PTH, autour de 86% et 93%. Le temps de récupération varie de 3 à 24 semaines, avec une moyenne de 7 à 10 semaines. Ce système constitue une méthode relativement simple pour traiter la dysplasie de la hanche chez les chiens et l'ostéo-arthrite associée. (12)

F. Complications post-opératoires des prothèses totales de hanche

Des changements aigus de la démarche et du port de poids, en particulier pendant les 2 à 3 premières semaines suivant une procédure d'arthroplastie totale de hanche, sont souvent le signe d'une complication potentielle et parfois importante. (11) Cependant, toutes les complications ne se traduisent pas obligatoirement par des signes cliniques d'inconfort, d'où la nécessité du suivi lors de la pose de PTH. (10) Les complications peuvent apparaître à court, moyen ou long terme, et présenter différents degrés de gravité : mineure, majeure ou catastrophique.

La méthode de gestion des complications est déterminée par la gravité. Certaines complications nécessitent une gestion minimale et d'autres nécessitent une chirurgie de révision, voire une explantation. De nombreuses complications peuvent être révisées avec un excellent résultat. En général, les chiens présentant des complications mineures retrouvent une fonction complète sur le long terme. (11, 13, 20) Cependant certaines complications dites catastrophiques, comme l'infection, entraîne souvent un mauvais résultat. (13) Une explantation de la prothèse peut alors être envisagée.

1. Les différentes complications post-opératoires

Les complications peuvent être classées selon leur caractère mécanique ou biologique. (10) Une défaillance mécanique peut entraîner une défaillance biologique et vice versa. (1) La complication la plus courante tout système confondu est la luxation, tandis que la complication la plus grave est l'infection (ou descellement septique). (3, 11, 27)

1.1. *Complications mécaniques*

Les formes de défaillance mécanique comprennent la luxation, la fracture du fémur, la fracture acétabulaire, l'avulsion du cotyle, l'affaissement de la tige fémorale, la défaillance de l'implant et du ciment. (1)

1.1.1. *Luxation*

La luxation de la prothèse est l'une des complications les plus courantes après une PTH. Les luxations les plus fréquentes sont cranio-dorsales, suivies des luxations caudo-ventrales. Elles peuvent se produire suite à une erreur technique, des soins post-opératoires sans restriction ou suite à un traumatisme. L'incidence de cette complication est très variable selon le type de prothèse et est comprise entre 1 et 17%. C'est une complication que l'on retrouve plutôt à court terme, en moyenne dans les 6 à 8 semaines suivant l'opération. (1, 11, 14, 18, 29, 30)

Les facteurs de risque de luxation sont liés à la fois à l'implant, à la technique chirurgicale et à des facteurs intrinsèques au patient. Une laxité préexistante de l'articulation de la hanche a été identifiée comme un facteur de risque de luxation post-opératoire de PTH. Le chirurgien doit également prendre en compte la présence d'ostéophytes péri-articulaires, la conformation de l'articulation de la hanche et la sévérité des changements architecturaux. (1) Une étude a montré que le Saint-Bernard est une race prédisposée aux luxations ventrales. (15, 18, 30) Un positionnement correct des implants permet de réduire considérablement le risque de luxation. (3) En effet une rotation des composants fémoraux ou acétabulaires, ou un angle d'ouverture latéral trop élevé ou trop faible, augmentent le risque de luxation. (1, 3, 11, 13, 16, 18, 29, 30) La taille des implants a également son importance puisqu'une longueur de tige ou une longueur de col inappropriées ont été identifiées comme des facteurs de risque. Le sous-dimensionnement et le surdimensionnement des implants sont reconnus comme la cause la plus fréquente des luxations. (11, 14, 18, 29, 30)

La luxation peut être une complication postopératoire difficile à gérer. Elle nécessite très souvent une reprise chirurgicale, qui peut aller jusqu'à une révision acétabulaire pour réduire l'angle d'ouverture latérale, ou un changement d'implant pour une taille différente. (11, 13, 18, 29) Les chirurgies de révisions mènent en général à de bons résultats mais les luxations récidivantes ont un pronostic réservé. (14, 29) Dans certains cas, une explantation doit être réalisée. Le taux d'explantation après une luxation varie de 13 à 38%. (18)



FIGURE 14 : Radiographies d'un chien présentant une luxation cranio-dorsale de sa prothèse, VetAgro Sup ©

1.1.2. *Fracture fémorale*

Les causes de fractures du fémur sont liées au système d'implant ou à la méthode de fixation, bien qu'un traumatisme soit également une autre cause potentielle de fracture péri-prothétique. (1, 14) Ce sont des complications qui apparaissent plutôt à court terme. (18, 20)

Un âge avancé, une ostéopathie, un antécédent de chirurgie de la hanche et la présence d'une fissure iatrogène créée pendant l'alésage du fémur sont des facteurs de risque de fracture post-opératoire. (14, 18, 23, 31) Dans le cas d'une tige press-fit, des fissures peropératoires peuvent également se développer au moment de l'impaction de la prothèse, ou en post-opératoire en association avec un affaissement de la tige. Ces fissures augmentent le risque de développement d'une fracture péri-prothétique en post-opératoire. (1, 17, 18) Dans le cas de tiges cimentées, une fracture peut se produire près de l'extrémité de la tige fémorale, en raison des contraintes présentes au niveau distal du manteau de ciment. (1, 31) Les fractures du fémur sur les tiges cimentées peuvent également être associées à un mauvais positionnement de l'implant, en particulier lorsque l'extrémité de la tige est en contact direct avec la corticale fémorale caudo-latérale. (1) Les fractures se produisant avec les composants fémoraux vissés sont le plus souvent des fractures en spirale ou obliques longues. (1)

Chez les patients considérés comme présentant un risque élevé de fractures du fémur, certains chirurgiens préconisent la mise en place de plaque et/ou de fils de cerclage en prévention, au moment de l'implantation de la prothèse. (1, 13, 31) Beaucoup de ces fractures peuvent être gérées très efficacement en utilisant les techniques de fixation interne standard. (13, 14, 20) La chirurgie de révision des fractures péri-prothétiques consiste également en la mise en place de plaques osseuses et vis, complétées par un fil de cerclage si nécessaire. La présence de la prothèse limite l'utilisation de vis bicorticales dans la métaphyse et la diaphyse proximale. Des plaques avec des vis de verrouillage monocorticales sont alors utilisées. (1, 31) La guérison a lieu en 6 à 10 semaines. (31)

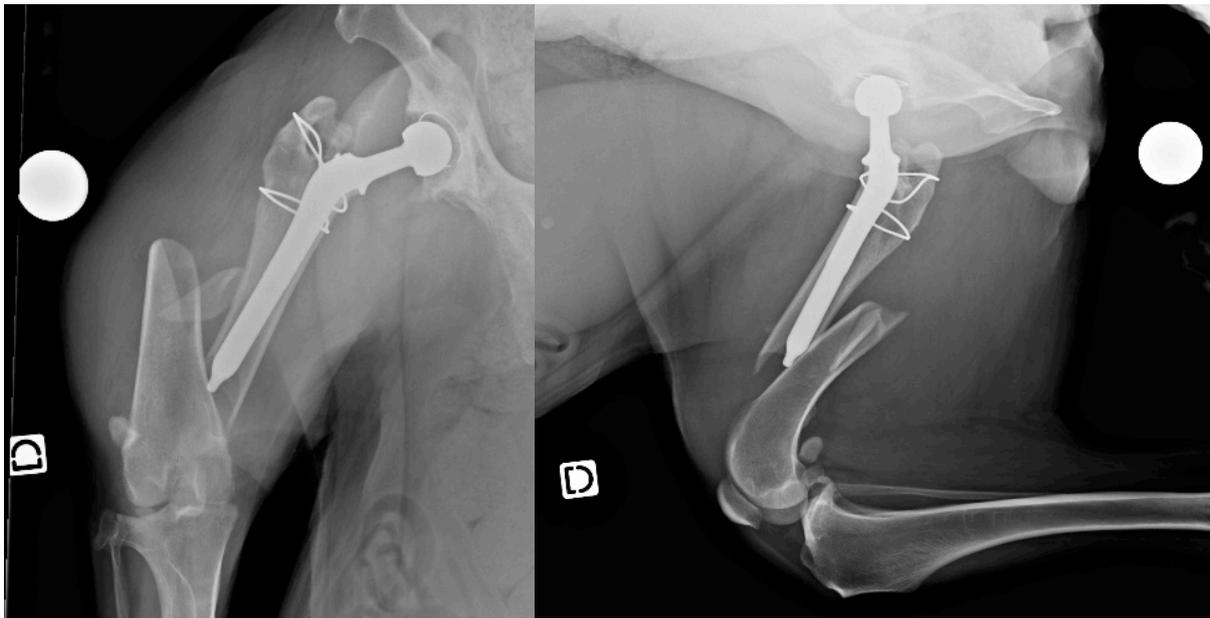


FIGURE 15 : Radiographies d'un chien présentant une fracture fémorale à la suite de la pose d'une prothèse totale de hanche non cimentée, VetAgro Sup ©

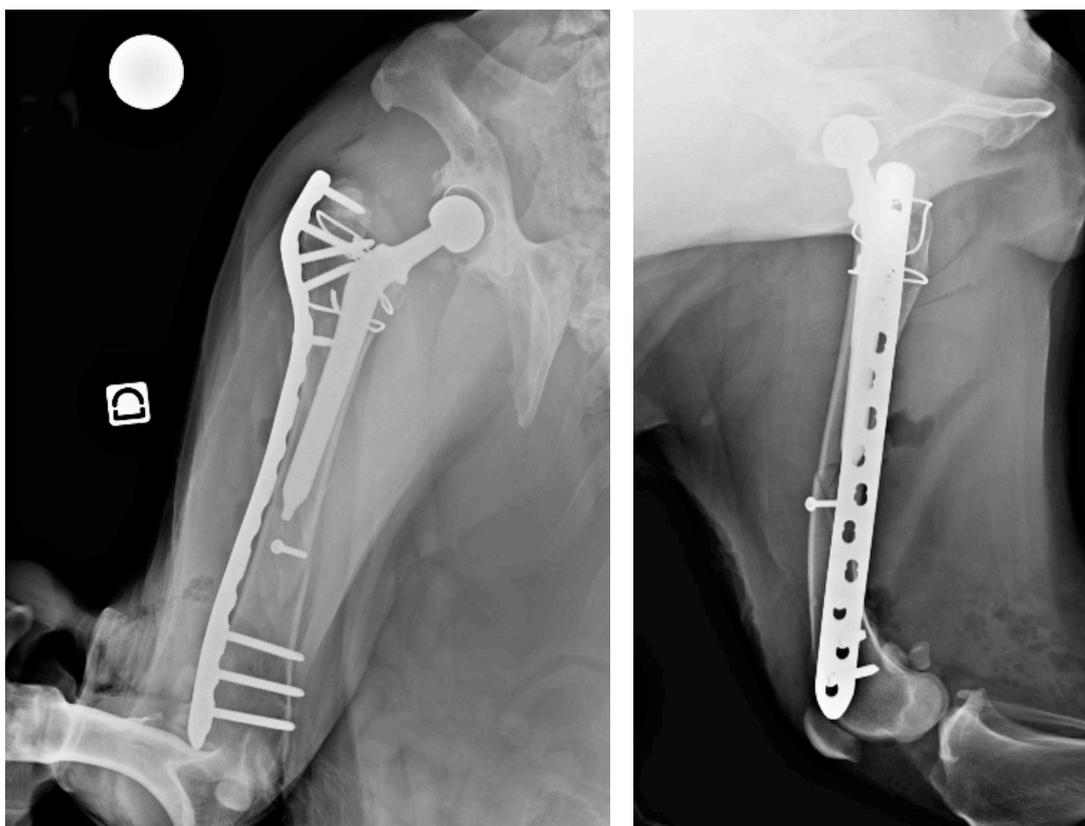


FIGURE 16 : Radiographies post-opératoires à la suite d'une reprise de fracture fémorale, VetAgro Sup ©

1.1.3. *Fracture acétabulaire*

Cette complication est peu fréquente. Elle est plus susceptible de se produire à la suite de la mise en place d'une cupule impactée. (1) Dans la littérature vétérinaire, il existe peu de rapport pour la gestion chirurgicale des fractures acétabulaires secondaires à une arthroplastie totale de hanche. La fixation d'une plaque osseuse suivie de la cimentation de la cupule, ou la reconstruction d'une plaque combinée à l'application d'un greffon osseux, sont les techniques de reprise chirurgicale qui ont été rapportées. (1)

1.1.4. *Avulsion de la cupule acétabulaire*

L'avulsion, ou délogement, du composant acétabulaire est une complication qui résulte d'un support osseux inadéquat pour l'implant, ou d'un « press-fit » initial inadéquat. Un alésage de la cavité acétabulaire imprécis ou un mauvais positionnement de l'implant peuvent donc en être à l'origine. Plusieurs techniques peropératoires ont été mises en place pour palier à cette complication. Elles comprennent l'augmentation du rebord dorsal en cas de perte osseuse excessive, l'utilisation d'implants sous-dimensionnées, ou l'alésage partiel de la paroi médiale afin de médialiser la cupule et de fournir une plus grande ouverture. Cependant, une étude ne montre aucune différence significative entre la stabilité des

cupules acétabulaires implantées dans des hanches cadavériques avec et sans retrait de 50% du rebord acétabulaire dorsal. Par conséquent, il semble que l'augmentation du bord dorsal ne soit pas indiquée dans les cas où la perte du rebord est inférieure à 50%. (1)

1.1.5. *Affaissement de la tige fémorale*

L'affaissement, ou la subsidence, est défini comme une migration distale de l'implant fémoral par rapport à l'os environnant. (11, 20, 22) Il est déterminé en comparant des radiographies post-opératoires immédiates avec les radiographies de suivi réalisées ultérieurement. (22) Cette complication est rencontrée sur les systèmes « press-fit », et peut-être la conséquence précoce d'une stabilité initiale inadéquate. (1, 9, 22)

Dans le cas de tige impactée, l'affaissement se produit avant l'ostéo-intégration. En général, un affaissement de quelques millimètres seulement (< 4-5 mm) n'a pas de conséquence clinique. En revanche un affaissement important peut entraîner une boiterie postopératoire et d'autres complications comme une fracture du fémur, une rétroversion de la tige ou une luxation de la prothèse. (1, 11, 20, 22)

Plusieurs facteurs de risque concernant l'affaissement d'une tige « press-fit » ont été identifiés, notamment l'expérience du chirurgien, et des facteurs propres au patient. (1) La stabilité initiale d'une tige fémorale non cimentée est maximisée par une préparation précise du fémur et l'implantation d'un implant de taille correcte. En effet, une mauvaise adéquation de la taille de l'implant par rapport à la taille du canal a pour conséquence un pourcentage inadéquat de remplissage du canal médullaire, ce qui augmente le risque d'affaissement. La forme anatomique de la tige contribue également à la stabilité initiale en maximisant le remplissage du canal. (20, 22) Afin de minimiser le risque d'affaissement, le chirurgien doit donc comprendre l'équilibre entre un implant solidement fixé, de taille et forme appropriées, et le risque de fracture du fémur. (1) Un autre facteur de risque identifié est la forme du fémur. En effet des tiges impactées dans des fémurs présentant une morphologie en « tuyau de poêle » ou « droite » sont plus susceptibles de s'affaisser que les implants dans les fémurs présentant une morphologie conique. (17, 22)

Dans le cas de tige cimentée, l'affaissement est le résultat d'une rupture du ciment à l'interface implant-ciment ou ciment-os. La révision de ce type de complication nécessite l'élimination de tout le ciment. (1)

1.1.6. *Défaillance de l'implant et du ciment*

L'usure et l'échec des implants sont des complications qui ont lieu sur le long terme, environ 4 à 5 an après l'implantation. Cela se produit plus fréquemment sur des chiens de grandes races, plus jeunes et plus actifs, ou chez des chiens présentant une morbidité significative associée des autres membres. (13)

Les implants utilisés dans les procédures actuelles d'arthroplastie totale de la hanche comprennent le composant métallique, le composant en polyéthylène et le ciment pour les implants cimentés. La défaillance du composant métallique des générations de prothèse est rare. Elle est souvent la conséquence d'une instabilité de l'implant. Une telle instabilité suggère un échec de l'ostéo-intégration. La défaillance du composant en polyéthylène est probablement le résultat d'une instabilité, d'un conflit ou d'une défaillance du support métallique. (1)

Les causes mécaniques de la rupture du ciment sont la fracture du manteau de ciment et le décollement au niveau de l'interface ciment-implant. (1, 14) La fracture du manteau de ciment est généralement liée aux techniques de préparation du ciment. Par exemple, une plus grande porosité du ciment augmente la probabilité d'une défaillance mécanique.

Plusieurs facteurs augmentant le risque de décollement au niveau de l'interface ciment-implant ont été identifiés. Ces facteurs comprennent l'exposition de la tige aux fluides corporels avant l'implantation, l'utilisation de tige en titane et un mauvais positionnement de la tige. Moins fréquemment, le décollement peut également avoir lieu au niveau de l'interface ciment-os. Il est la conséquence d'une interposition de tissus fibreux entre l'os et le ciment. Cela peut être dû à la présence de graisse résiduelle ou de débris osseux résiduels au moment de l'implantation. (1, 14)

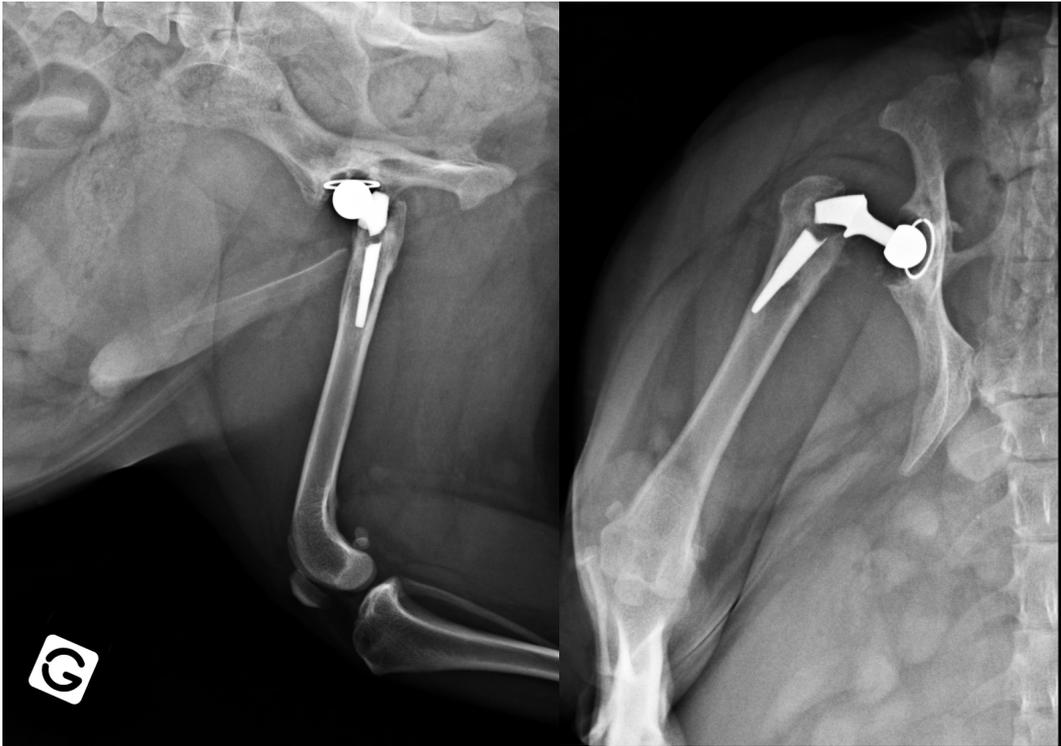


FIGURE 17 : Radiographies d'un chien présentant une rupture de la tige fémorale de sa prothèse, VetAgro Sup ©

1.2. Complications biologiques

Les complications biologiques comprennent le descellement aseptique, le descellement septique, le granulome du ciment, la neurapraxie du nerf sciatique, l'infarctus médullaire fémoral et les embolies pulmonaires. (1)

1.2.1. Descellement aseptique

Le descellement aseptique est décrit comme une ostéolyse médiée par les débris d'usure particulaires libérés par les surfaces des implants métalliques et polymères. Dans la majorité des cas, ces débris d'usure sont générés par des mécanismes d'usure abrasive. La création de débris d'usure résultant d'un mauvais positionnement est la cause principale de descellement aseptique. D'autres facteurs de risque comme la mauvaise qualité osseuse du fémur proximal, les micromouvements ou les erreurs techniques ont été identifiés. (1, 14, 17, 21) C'est une complication qui survient plusieurs mois ou années après une PTH. (1) Elle fait partie des complications les plus fréquentes pour les PTH cimentées. Cependant sa prévalence est difficile à déterminer car elle n'a pas toujours de conséquences cliniques, et ne nécessite pas toujours de reprise chirurgicale. (10, 14) Une étude concernant la prothèse

Helica a également révélé une forte prévalence de descellement aseptique pour ce type de prothèse, mais aucun facteur de risque n'a été identifié. (21)

Les preuves radiographiques d'un descellement aseptique peuvent inclure l'épaississement de la corticale fémorale, des lignes de fracture dans le manteau de ciment, des lignes de radio-transparences autour de l'implant, généralement entourées d'une zone de sclérose et d'une nouvelle formation osseuse périostée autour de l'extrémité de la tige. (10, 15, 20, 21, 32)

Lors de la révision, quel que soit la cause sous-jacente du descellement aseptique, l'élimination de la membrane fibreuse péri-prothétique est un élément crucial. En effet cette membrane contient des médiateurs de la lyse osseuse. Pour les prothèses cimentées, tout le ciment doit être retiré. (1) Si une révision avec implantation d'une nouvelle prothèse est envisagée, l'intervention doit être effectuée le plus tôt possible afin de minimiser l'ampleur de la perte osseuse. (1) Le résultat après la chirurgie de révision est généralement bon à excellent. (14)

1.2.2. *Granulome extra-osseux du ciment*

Le granulome extra-osseux du ciment est une manifestation peu commune des descellements aseptiques sévères et chroniques des prothèses totales de hanche cimentées, avec la génération de débris d'usure probablement responsables de la formation des granulomes. Il fait parti des complications à long terme et peu fréquente. Il entraîne le plus souvent une boiterie progressive du membre opéré. Le diagnostic repose sur les clichés radiographiques et sur une analyse histopathologie de la masse formée. (33)

Cette complication nécessite une révision, qui est de bon pronostic si elle est réalisée précocement. (33)

1.2.3. *Descellement septique*

Le descellement septique, ou infection de la prothèse, fait partie des complications majeures voire catastrophiques de la PTH. C'est une complication qui a lieu à long terme, et que porte atteinte à la fonction de la hanche. (1, 14, 18, 27) Bien que son incidence soit plutôt faible (entre 1 et 2%), la gestion et la révision de cette complication sont difficiles et mènent souvent à un échec de la prothèse. (1) Elle constitue la troisième cause la plus fréquente de révisions des prothèses totales de hanche canines. (34)

Elle peut être secondaire à une contamination peropératoire, à une infection locale (de la plaie chirurgicale par exemple) ou à une infection hématogène. (35, 36) Plusieurs facteurs de risque ont été identifiés. Une durée plus longue de chirurgie est corrélée à une augmentation de l'incidence de l'infection post-opératoire. Les chirurgies de reprise ont également été signalées comme un facteur de risque d'infection. De la même manière, les animaux qui ont déjà subi une précédente chirurgie dans la zone de l'articulation de la hanche sont cinq fois plus susceptibles de développer une infection. (3, 14, 18, 27, 35, 36)

Il est courant de réaliser des cultures bactériennes à partir d'écouvillons en peropératoire immédiatement avant la fermeture à la fin de l'arthroplastie. Bien qu'il semble que l'incidence des cultures positives augmente avec la durée de l'intervention chirurgicale, aucun lien entre la positivité des cultures peropératoire et le développement d'une infection post-opératoire n'a été identifié. (1, 27, 36)

En prévention, une antibioprofylaxie péri-opératoire par voie intraveineuse est utilisée. De plus, dans le cas de prothèse cimentée, un ciment osseux chargé d'antibiotiques peut être utilisé. (14, 35–37)

Le traitement de l'infection consiste très souvent en l'explantation de la prothèse et débridement des tissus péri-prothétiques avec élimination du manteau de ciment dans le cas de prothèses cimentées, associé à un traitement antibiotique systémique de longue durée. La fonction de la hanche peut cependant être altérée de façon permanente. (14, 27, 34–36) L'explantation peut être soit temporaire, avec implantation de nouveaux implants dans un second temps, soit permanente. (13) Une étude a montré que la révision en une seule étape, avec explantation et remise en place d'une prothèse, peut être un succès si elle est associée à l'utilisation de poudre antimicrobienne micro-argentée et d'un ciment imprégné d'antibiotique basé sur la culture. Cela peut également être fait en deux étapes mais la révision en deux temps augmente les risques de complications. (34)

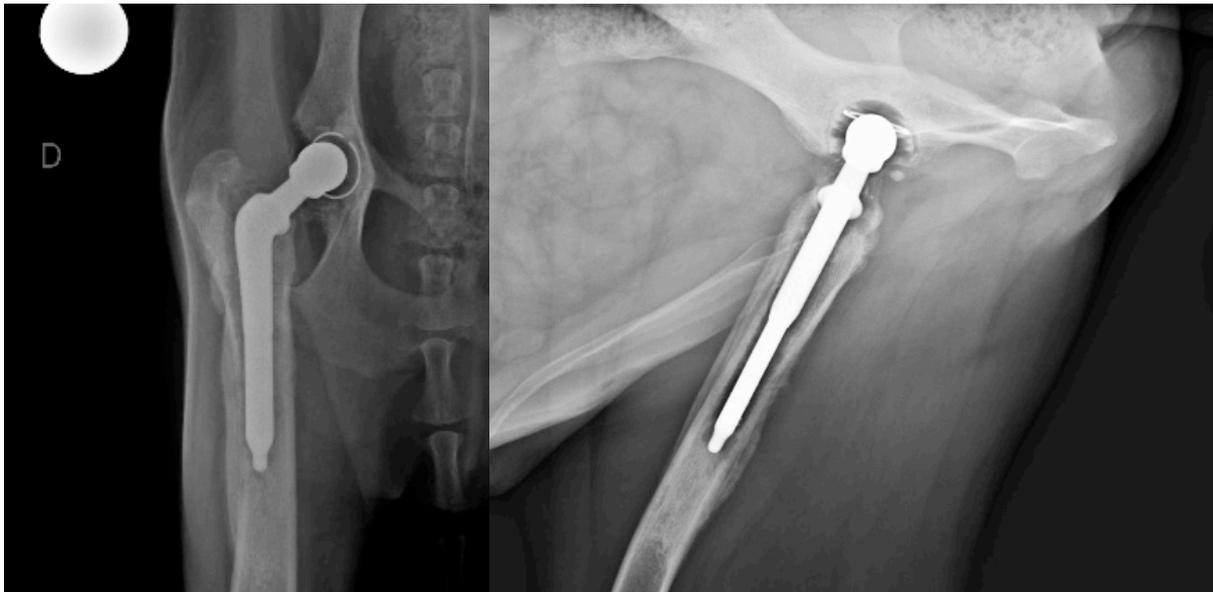


FIGURE 18 : Radiographies d'un chien présentant une ostéomyélite secondaire à la pose d'une prothèse totale de hanche non cimentée, VetAgro Sup ©

1.2.4. Neurapraxie du nerf sciatique

La neurapraxie sciatique est la conséquence d'une atteinte du nerf sciatique généralement causée pendant la préparation de l'acétabulum, ou d'une fuite du ciment en position médiale ou caudale par rapport à l'acétabulum. (1) Elle correspond à une défaillance de la conduction nerveuse due à la perturbation de la myéline, provoquant des changements structurels et une perte partielle de la continuité axonale. A l'examen, les signes cliniques, tel qu'un déficit proprioceptif et une diminution du retrait des fléchisseurs de l'articulation du jarret, indiquent une perturbation de la fonction motrice. (38) Bien qu'elle fasse partie des complications mineures, les chirurgiens doivent éviter les lésions iatrogènes du nerf sciatique, en limitant une compression excessive des nerfs au niveau du rebord acétabulaire dorsal. Son incidence se situe autour de 2%. (1, 38) Selon une étude, des facteurs prédisposants identifiés sont l'âge au moment de la chirurgie et la durée de la chirurgie. (38)

Si le dommage nerveux ne perturbe pas l'axone du nerf ou sa gaine, la récupération est généralement rapide et complète. La neurapraxie ne nécessite pas de révision et disparaît en 6 semaines environ. (1, 38) Les lésions nerveuses plus graves, telles que celles suite à une neurotmèse ou à une axotmèse, sont respectivement associées à un déficit neurologique permanent ou à une récupération beaucoup plus longue de la fonction neuronale. (38)

1.2.5. *Infarctus médullaire fémoral*

L'infarctus médullaire fémoral est une complication fréquente mais qui n'a pas de conséquence clinique. Le diagnostic est uniquement radiographique. (39) Les preuves radiographiques de l'infarctus sont la présence d'opacités linéaires sclérosées généralement distales par rapport à l'extrémité de la tige fémorale. (1) Le taux d'incidence de l'infarctus est d'environ 14%, que ce soit sur des prothèses cimentées ou non. (1, 39) C'est une complication à long terme, qui survient généralement plusieurs mois après une arthroplastie totale de la hanche. Les causes sont inconnues mais une association possible avec un descellement de la tige fémorale a été rapportée dans une étude. Des facteurs de risque identifiés sont le jeune âge au moment de la chirurgie et une grande distance entre le grand trochanter et le foramen nutritif. (39) De plus, selon une étude, une préparation du canal fémoral soigneusement contrôlée limiterait les risques d'infarctus. (1)

1.2.6. *Embolies pulmonaires*

L'embolie est une complication qui se produit chez la plupart des chiens au cours d'une opération d'arthroplastie totale de la hanche. Elle est généralement observée dans les quelques secondes suivant l'insertion de la tige fémorale et dure environ 1 minute. La majorité des embolies sont sans conséquences cliniques et les chiens se rétablissent spontanément. (40)

Selon plusieurs études des cas d'embolie pulmonaire ont été rapportés en association avec des PTH cimentées et « press-fit » avec une incidence de 82% basée sur une combinaison d'échographies trans-oesophagiennes peropératoires, et de scintigraphie de perfusion pulmonaire. Cependant, très peu de cas ont développés des conséquences cliniques. Les embolies pulmonaires symptomatiques concernent environ 0,5% des patients. (1, 40) Dans une autre étude sur les PTH de Zurich, aucun cas d'embolie pulmonaire n'a été constaté. Ceci suggère que la pressurisation du canal fémoral n'est pas impliquée dans la formation d'embolies graisseuses pulmonaires. (1)

2. **Taux de complications et facteurs de risque selon les prothèses**

Historiquement, les taux de complication des PTH ont été sous-estimés, car les nombreuses études rapportent principalement les taux de révision. (1)

Les taux de complication globaux pour des systèmes avec ou sans ciment varient de 5 à 22% d'après la littérature vétérinaire. (1, 15–17, 27) Les variations des taux de complication sont liées au système d'implant utilisé, à la génération du système d'implant, à la technique

chirurgicale, à la durée du suivi et à l'expérience du chirurgien. (1, 17) Aucune association significative n'a été identifiée entre le poids, l'âge, le sexe, la race, l'indication chirurgicale, et l'incidence des complications. (16, 17, 20) La capacité d'évaluer pleinement les facteurs de risque pour les complications de l'arthroplastie totale de hanche est limitée, probablement parce que la plupart des études sont monocentriques et ont une puissance limitée (nombre de cas relativement faible). (16, 17)

2.1. *Prothèses cimentées*

Plusieurs études concernant la prothèse totale de hanche CFX ont rapporté des taux de complications variant entre 7 et 33 %. (10, 11, 18, 20, 27) Une étude de Bardet sur le système cimenté Porte Vet[®] rapporte un taux de complication de 22%. (14) Les complications les plus fréquemment rapportées avec les prothèses cimentées sont le descellement aseptique (entre 3 et 11%) et la luxation (entre 4,7 et 11,8%). (10, 11, 16, 18, 20) Moins fréquemment, une infection (entre 2,6 et 11%) et une fracture fémorale (entre 1,3 et 7,2%) peuvent survenir. (11, 16, 20, 27, 31)

Des facteurs liés à la technique chirurgicale peuvent être impliqués dans le développement de complications, par exemple l'épaisseur du manteau de ciment, la technique de cimentation, la forme de l'implant, sa taille, la position de l'implant et le contact de l'implant avec la corticale du fémur. Un positionnement excentrique de la tige fémorale est positivement associé à l'apparition de complication. D'autres facteurs liés au patient, tel qu'un exercice post-opératoire trop important, une surcharge de l'implant, une infection préopératoire autre, sont également associés à des complications post-opératoires. (10)

Le taux d'explantation après une complication majeure se situe autour de 6%. (10, 11)

Les complications les plus fréquemment observées pour les Micro PTH sont la luxation coxo-fémorale (9-10%), suivie des fractures fémorales. (11) La complication la plus fréquente signalée pour les Nano PTH est la fracture fémorale. (11) Les erreurs techniques chirurgicales précoces associées à la petite taille de ces patients ont sûrement contribué aux complications postopératoires constatées. (11)

2.2. *Prothèses non cimentées*

2.2.1. *Prothèses impactées*

D'après plusieurs études concernant les prothèses BFX, le taux de complication global varie entre 9 et 36 %. (11, 18) Une étude a montré que le taux de complication de ce système est

significativement un peu plus élevé que celui des prothèses cimentées type CFX. Ce taux de complication plus élevé est lié au composant fémoral. (17) Des complications mineures surviennent chez environ 13,2 à 25% des patients selon les études, plus particulièrement un affaissement ou une rotation de la tige avec ou sans fissures associées. Des complications majeures ou catastrophiques surviennent chez 11 à 18% des patients. Les complications post-opératoires les plus fréquentes sont la luxation coxo-fémorale dorsale (entre 5 et 10%) et les fractures fémorales (6,8 à 13,1%) suivies de l'affaissement de la tige. (11, 20, 30)

Une étude a montré que le taux de complication diminue significativement avec l'expérience du chirurgien. (11) Cela n'a pas cependant pas pu être confirmé par une étude ultérieure. (20)

Le taux d'explantation est environ de 4%. (20)

2.2.2. Prothèses verrouillées (Zurich)

Les taux de complication sont similaires à ceux des autres systèmes de PTH. Selon les différentes études, le taux global de complication de la PTH de Zurich varie entre 16,4% et 26,3%. (13–15, 24) Une étude rapporte un taux de complication majeure de 17%. (20)

La luxation de la prothèse est la complication que l'on retrouve le plus souvent, avec un taux variant entre 4 et 11,7%. (13, 15, 24) Les complications les plus courantes après la luxation sont la fracture du fémur (environ 5%) et le descellement septique de l'implant (entre 1,5 et 11%). (14, 18, 24) La majorité des complications peuvent être révisées avec succès. (13, 15, 24) Le taux de complication associée à la PTH de Zurich semble avoir diminué avec l'introduction de la tige de seconde génération. (24)

Plusieurs facteurs ont été identifiés comme augmentant le risque de complication après une PTH de Zurich. Une note d'état corporel élevée en préopératoire et une augmentation de la note d'état corporel en post-opératoire ont été associées à une augmentation de la probabilité de complication. En revanche, une augmentation de poids corporel sans changement de note d'état corporel après la chirurgie diminue la probabilité de complication. (13, 15, 18) Dans certaines études, les chiens de race géante sont également signalés comme présentant une fréquence plus élevée de complications, en particulier le descellement des implants et la luxation. (13, 15) Cependant, une autre étude n'a pas mis en évidence de race présentant un risque accru de complications. (18) Les chiens plus âgés chez qui l'on soupçonne une fragilité osseuse importante peuvent présenter un risque accru de fracture fémorale et, par conséquent, doivent bénéficier d'une plaque fémorale concomitante pour prévenir la fracture. (13) Bien qu'il n'ait pas été démontré que l'âge du

patient soit un facteur du taux de complication, les types de complications rencontrées par les jeunes chiens par rapport aux vieux chiens semblent effectivement différents. Les jeunes chiens semblent plus susceptibles de subir une usure de la cupule acétabulaire ou un descellement de la tige, tandis que les chiens plus âgés sont plus susceptibles de subir une fracture fémorale, un descellement de la cupule et une fracture de la cupule. (13, 15)

Le taux d'explantation après une complication majeure varie de 1 à 7%. (13)

2.2.3. *Prothèses vissées (Helica)*

Les taux de complications rapportés par les différentes études varient entre 32 et 39%. Une étude sur la tige de deuxième génération a montré que le taux de complications post-opératoires associé est significativement plus élevé que ceux d'autres systèmes rapportés dans plusieurs études publiées sur les résultats d'arthroplastie. (12, 20) Cependant, comme mentionné plus haut, le taux de récupération global est similaire, ce qui peut en partie être associé à la facilité relative de la révision de cette prothèse lorsque des complications surviennent. (12)

Le descellement aseptique de la tige fémorale (entre 20% et 33%) est la complication la plus fréquemment signalée, suivie des fissures/fractures fémorales. Les complications majeures représentent 29 à 35% des cas. En revanche la luxation coxo-fémorale n'a pas été rapportée comme complication, ou avec une incidence très faible, en fonction des études. La plupart des complications sont observées dans les 6 mois après la chirurgie. (12, 21, 25)

Dans les études disponibles, parmi toutes les variables considérées, seul le type d'implant a montré une certaine association avec le descellement de l'implant, et le poids corporel a montré une certaine association avec tous les types de complication. Cependant aucun facteur de risque n'a été identifié pour l'ensemble des complications, y compris pour le descellement aseptique de la tige fémorale, mais l'incidence de celui-ci a été réduite de manière significative avec l'introduction de la tige de deuxième génération. (12, 21, 25)

Le taux d'explantation se situe varie entre 7% et 17%. (12)

PARTIE 2 : ETUDE RETROSPECTIVE SUR 66 CAS

I. OBJECTIFS DE L'ETUDE

Le but de cette étude est d'évaluer les résultats cliniques et radiographiques obtenus suite à la pose de deux différents types de tiges impactées de prothèses totales de hanches au sein du Centre Hospitalier Universitaire Vétérinaire pour Animaux de Compagnie (CHUVAC) de VetAgro Sup et du centre de référés VetRef.

II. MATÉRIEL ET MÉTHODE

A. Population

L'ensemble des animaux opérés pour une prothèse totale de hanche non cimentée au Centre Hospitalier Universitaire Vétérinaire de Lyon ainsi qu'au centre de référés VetRef, entre mai 2010 et avril 2021 compris, ont été inclus dans l'étude.

Pour chaque animal, a été référencé : la race, le sexe, l'âge et le poids au moment de la chirurgie, le coté opéré, l'indication de la pose d'une prothèse totale de hanche, et le type de tige utilisée (ronde ou carrée).

B. Matériel

Les prothèses totales de hanche étudiées sont des prothèses non cimentées qui proviennent du laboratoire Porte Vet[®]. Ce sont des prothèses modulables avec une tige et une tête indépendante.

Il existe deux formes de tige, une avec une section ronde et l'autre avec une section carrée. Les deux types de tiges sont des tiges monobloc en titane ISO 5832-3 biocompatible. La tige fémorale de section ronde présente une collerette proximale et un traitement de surface en titane poreux sur sa partie proximale, pour l'ostéo-intégration. La tige fémorale de section carrée est également recouverte d'un traitement de surface en titane poreux et est revêtue d'hydroxyapatite en plus. La tête fémorale est en Inox 316 L / ISO 5832-1. Le cotyle est en polyéthylène à haute performance ISO 5834-1, qu'il soit cimenté ou non. (41) Dans le cadre de notre étude, les cotyles peuvent être cimentés ou non.



FIGURE 19 : Tige ronde (en haut à gauche), tige carrée (à droite), tête fémorale (en bas à gauche), de la prothèse totale de hanche non cimentée Porte Vet

Il est possible de choisir la taille de la tige, le diamètre de la tête, et la hauteur du col fémoral, ce qui permet de s'adapter aux différentes anatomies de bassin. Le cotyle est également disponible en différents diamètres intérieurs afin de s'adapter au diamètre de la tête fémorale, et en différents diamètres extérieurs afin de s'adapter au mieux à l'anatomie de la cavité acétabulaire. Le tableau I présente les différentes tailles des composants de la prothèse totale de hanche non cimentée Porte Vet[®].

TABLEAU I : Tailles disponibles pour les différents composants de la prothèse non cimentée Porte Vet[®], d'après (41)

DIAMETRE TIGE (mm)	DIAMETRE TÊTE (mm)	DIAMETRE COTYLE intérieur/extérieur (mm)
2	8	8/12
3		8/14
4S		10/16
4	12	12/18
5		12/20
6M		
6	14	14/22 16/24 16/26 19/28
7		
7,5		
8		
9		
10		
11		

C. Protocole opératoire

1. Planification préopératoire

Une tonte de la zone chirurgicale est réalisée environ une semaine avant l'intervention. Des shampoings antiseptiques (Douxo Pyo) sont ensuite effectués par le propriétaire au niveau la zone de tonte, la semaine précédent la chirurgie.

L'animal est ensuite hospitalisé la veille de l'intervention. Un dernier shampoing antiseptique à base d'une solution iodée (Vétédine Savon[®]) est réalisé.

Un bilan sanguin, comprenant une numération formule sanguine et une biochimie de base (glucose, urée, créatinine, Pal, AlAT, protéine totale, albumine, globuline), est réalisé avant l'anesthésie. La numération formule permet de détecter la présence d'une éventuelle leucocytose qui pourrait être le signe d'une infection sous-jacente. Comme vu précédemment, une infection déjà présente au moment de l'intervention, augmente le risque d'infection post-opératoire et donc contre-indique à la pose de prothèse totale de hanche.

Une analyse urinaire (densité, bandelette, aspects macroscopiques et microscopiques du culot) est également réalisée et permet de détecter la présence d'une éventuelle infection urinaire augmentant les risques d'infection post-opératoire.

Si elles n'ont pas été effectuées dans le mois précédent, des radiographies préopératoires du bassin en vues face et profil sont réalisées sous sédation. Elles permettent d'évaluer l'anatomie de la hanche et les lésions associées à l'affection.

2. Intervention chirurgicale

2.1. Anesthésie

Le protocole anesthésique est adapté à la condition physique et physiologique de chaque animal. L'animal est prémédiqué et induit par voie intraveineuse et l'intervention est ensuite réalisée sous anesthésie générale gazeuse. Durant toute la durée de l'anesthésie, un monitoring (capnographie, ECG, pression artérielle, oxymétrie de pouls, sonde thermique) est mis en place afin d'évaluer les constantes vitales de l'animal.

Une analgésie adaptée à la douleur de l'animal, administrée en bolus ou en CRI par voie intraveineuse, est mise en place dès le début de l'anesthésie. Une antibioprofylaxie en

bolus par voie intraveineuse est initiée 30 minutes avant le début de la chirurgie et réitérée toutes les 90 minutes.

2.2. Abord chirurgical de l'articulation de la hanche

L'animal est positionné sur la table en décubitus latéral. L'intervention se fait par un abord cranio-latéral de l'articulation coxo-fémorale. Une incision cutanée verticale de quelques centimètres (adaptée à la taille du chien) est réalisée cranialement au grand trochanter, suivie de la dissection des tissus sous-cutanés. Les feuillets superficiel et profond du fascia lata entre les muscles tenseurs du fascia lata et biceps fémoral, puis tenseur du fascia lata et fessier moyen sont ensuite incisés. Le tenseur du fascia lata est rétracté cranialement, le biceps fémoral est rétracté caudalement et les fessiers sont rétractés dorsalement.

2.3. Ostectomie fémorale

La capsule articulaire est incisée en T, et la tête fémorale est visualisée puis luxée. Les éventuels ostéophytes présents sont retirés à l'aide d'un ostéotome. L'insertion proximale du vaste latéral est dégagée avec un élévateur à périoste. Une ostectomie de la tête fémorale est réalisée à l'aide d'une scie oscillante et d'un guide de coupe.



FIGURE 20 : Guide de coupe fémoral droit, d'après (41)

2.4. Préparation de la cavité acétabulaire et mise en place de la cupule

Les éventuelles proliférations capsulaires en regard de l'acétabulum sont retirées à l'aide d'une lame froide. L'acétabulum est ensuite préparé à l'aide d'un aléreur acétabulaire de taille adaptée jusqu'à l'obtention d'un os spongieux sur la totalité de la surface de l'acétabulum. Plusieurs trous sont ensuite forés dans la cavité acétabulaire dorsalement, cranialement et caudalement. Une cupule acétabulaire de la taille souhaitée est ensuite mise en place en position anatomique. Cette cupule peut être cimentée ou impactée.



FIGURES 21a, 21b : Différents types d'aléseurs acétabulaires, d'après (41)

2.5. Préparation du dut fémoral et mise en place de la tige

Le fut fémoral est agrandi à l'aide d'une mèche puis d'un aléteur de taille croissante, jusqu'à atteindre la taille idéale pour la mise en place de la tige souhaitée. La cavité médullaire est ensuite préparée à la râpe, afin de répondre à la forme de la prothèse. La tige fémorale de la taille souhaitée est ensuite impactée dans le fut fémoral, à l'aide d'un impacteur et d'un marteau. Une tête du diamètre souhaité, avec choix de la hauteur du col, est impactée sur la tige de la prothèse.



FIGURE 22 : Aléteur fémoral, d'après (41)



FIGURE 23 : Râpe fémorale, d'après (41)



FIGURE 24 : Impacteur de tige, d'après (41)

2.6. Réduction de la prothèse et fermeture de la plaie

La prothèse est réduite. Une évaluation de la mobilité et de la stabilité de la prothèse est réalisée. Si celles-ci sont jugées satisfaisantes, des rinçages abondants de la zone sont effectués et une fermeture plan par plan est réalisée avec rinçages entre chaque plan.

Un prélèvement à l'aide d'un écouvillon stérile pour analyse bactériologique est effectué en fin d'intervention, avant fermeture de la capsule articulaire. Il permet en fonction du résultat d'adapter l'antibiothérapie post-opératoire.

Un pansement collé stérile imbibé de povidone iodée est mis en place au niveau de la plaie chirurgicale.

3. Gestion post-opératoire

3.1. Post-opératoire immédiat

Des radiographies post-opératoires immédiates sous anesthésie générale sont effectuées directement après la chirurgie.

L'animal est ensuite hospitalisé jusqu'à sa sortie, environ 24 à 48 heures après la chirurgie, en fonction de l'évolution. L'analgésie est poursuivie au besoin, par voie intraveineuse ou en relais per os. Une antibioprophylaxie post-opératoire est mise en place, tout d'abord à base d'ampicilline-sulbactam par voie intraveineuse 6 et 12 heures postopératoires, puis en relais per os à base d'amoxicilline / acide clavulanique pendant un minimum de 7 jours. De la cryothérapie est effectuée au niveau de la zone opérée, 4 fois par jour durant environ une dizaine de minutes, pendant toute la durée de l'hospitalisation.

L'animal est ensuite restitué à ses propriétaires avec un traitement à base d'AINS (meloxicam 0,1 mg/kg) à donner une fois par jour per os pendant 4 semaines, à base d'analgésiques (tramadol 3-5 mg/kg) à donner deux fois par jour pendant 7 jours au besoin, en fonction de la douleur de l'animal évaluée par le propriétaire, et à base d'antibiotiques (amoxicilline/acide clavulanique 15 mg/kg) à donner deux fois par jour per os pendant 7 jours puis à adapter selon le résultat de la culture bactérienne et de l'antibiogramme. Un traitement hygiénique est également mis en place avec un repos strict et absolu pendant 12 semaines (jeux, courses, sauts, escaliers interdits). Les sorties sont autorisées uniquement en laisse courte pour les besoins hygiéniques et pas plus de quelques minutes à chaque sortie, avec une sangle sous le ventre pour soutenir l'animal.

3.2. *Suivi post-opératoire*

Un retrait des points est effectué 15 jours après l'intervention, soit dans le centre où a eu lieu l'opération, soit chez le vétérinaire traitant. Un contrôle de la démarche est réalisé lors de ce retrait de points.

Des contrôles cliniques et radiographiques avec le chirurgien sont ensuite effectués à 6 semaines, 12 semaines, 6 mois et 1 an post-opératoires.

D. **Evaluation post-opératoire**

1. **Evaluation clinique**

Lors de chaque contrôle clinique, un examen orthopédique, d'abord à distance et ensuite rapproché est effectué. Il permet d'évaluer la démarche de l'animal et de la présence d'une éventuelle boiterie du membre opéré. Les boiteries sont notées selon 5 grades d'après le tableau II.

TABLEAU II : Gradation des boiteries

Grade 0	Absence de boiterie
Grade 1	Boiterie discrète
Grade 2	Boiterie modérée avec appui
Grade 3	Boiterie sévère avec appui
Grade 4	Boiterie avec suppression d'appui intermittente
Grade 5	Boiterie avec suppression d'appui permanente

Les résultats cliniques ont été ensuite définis d'après l'évolution de la boiterie entre le grade préopératoire et les grades au moment des suivis post-opératoires, selon le tableau III.

TABLEAU III : Définition du résultat clinique de la pose de prothèse totale de hanche non cimentée

Excellent	Absence de boiterie lors des suivis post-opératoires
Bon	Amélioration de la boiterie lors des suivis post-opératoires
Insuffisant	Aucune évolution de la boiterie lors des suivis post-opératoire
Mauvais	Dégradation de la boiterie lors des suivis post-opératoires

Le succès de la prothèse a été défini comme un résultat excellent ou bon, tandis que l'échec de la prothèse a été défini comme un résultat insuffisant ou mauvais.

2. Evaluation radiographique de la tige

Lors de chaque contrôle, des radiographies du bassin sont réalisées, avec une vue de face (ventro-dorsale) et une vue de profil (médo-latérale). Les radiographies réalisées lors de chaque contrôle ont permis de diagnostiquer d'éventuelles complications post-opératoires. Les complications concernant uniquement la cupule acétabulaire ne sont pas rapportées dans cette étude.

Sur les clichés post-opératoires immédiats en vue de profil, nous avons évalué la **version initiale de la tige**. Cette évaluation a été faite de manière subjective, en s'appuyant sur la méthode décrite dans l'étude de Bausman (42) qui calcule l'angle formé entre l'intersection de l'axe central de la tige fémorale et l'axe de la tête et du cou de l'implant sur des radiographies en vue de profil. Dans notre étude, elle a été jugée comme bonne lorsque la tige était dans la position physiologique, satisfaisante ou mauvaise lorsqu'il y avait une rétroversion de la tige. La version initiale nous a ensuite permis d'évaluer la rotation de la tige sur les clichés radiographiques de contrôle.

Sur chaque cliché radiographique de contrôle, ont été évalués l'ostéo-intégration, l'affaissement et la rotation de la tige fémorale. Un manque d'**ostéo-intégration** a été défini comme une zone de radio-transparence linéaire entre l'implant et l'os sur les vues de face et de profil réalisées lors des différents suivis post-opératoires. (20, 43) Le pourcentage de tiges fémorales pour lesquelles il y avait une mauvaise ostéo-intégration a ensuite été calculé. L'**affaissement de la tige fémorale** a été évalué sur les radiographies en vue de face. Il a été défini comme une migration distale de l'implant par rapport à l'os environnant. (20) Il a été calculé comme la différence entre la position de la tige lors du contrôle radiographique et la position de la tige sur les radiographies post-opératoires immédiates. (44) L'affaissement est scoré de 0 à 4 selon le tableau IV. La **rotation de la tige fémorale** a été évaluée sur les clichés radiographiques en vue de profil. Elle a été définie comme un changement de version de la tige entre le cliché post-opératoire immédiat et les clichés radiographiques de contrôle. Elle correspond donc à une différence entre l'angle observé sur la radiographie post-opératoire immédiate et celui observé sur le cliché radiographique de contrôle. Le pourcentage de tiges fémorales pour lesquelles il y avait une rotation a ensuite été calculé.

TABLEAU IV : Grille de notation de l'affaissement de la tige fémorale, d'après (45)

SCORE	0	1	2	3	4
Affaissement de la tige	< 2 mm	2 à 3 mm	3 à 4 mm	4 à 5 mm	> 5 mm

3. Recueil des complications

Les complications per et post-opératoires concernant la tige fémorale ont été recueillies afin d'évaluer leur incidence. Les complications ont été classées comme peropératoires lorsqu'elles ont été identifiées sur les radiographies post-opératoires immédiates et comme post-opératoires lorsqu'elles ont été identifiées sur les radiographies réalisées lors d'un suivi ultérieur. (44) Elles ont classées selon leur gravité : catastrophique, majeure ou mineure. En s'inspirant d'une étude sur la prothèse totale de hanche BFX, une complication catastrophique a été définie comme une complication provoquant une fonction altérée de l'articulation de la hanche de façon permanente. Une complication majeure a été définie une complication nécessitant un traitement chirurgical ou médical pour la résoudre. Une complication mineure a été définie comme une complication ne nécessitant pas de traitement chirurgical ou médical supplémentaire pour être résolue. (20)

L'affaissement de la tige fémorale a été considéré comme une complication uniquement si la migration de la tige était égale à 5 mm ou plus (score de 5) et/ou s'il était associé à une boiterie post-opératoire qui ne pouvait pas être expliquée par une autre complication. (20, 46) La rotation de la tige évaluée sur les radiographies post-opératoires a été considérée comme une complication uniquement s'il y avait présence d'une boiterie postopératoire associée non expliquée par une autre complication. Les complications post-opératoires concernant la cupule acétabulaire n'ont pas été répertoriées.

E. Analyse statistique

Concernant l'évaluation clinique globale de la prothèse totale de hanche avec tige non cimentée Porte Vet[®], et plus particulièrement les grades de boiterie relevés au cours des différents suivis, une analyse statistique avec un t-test de Student de comparaison de séries appariées a été effectuée sur des lots de données appariées (grades de boiterie). Cette analyse permet de comparer les grades moyens de boiterie deux à deux entre le préopératoire et les différents suivis post-opératoires afin de déterminer si la différence entre les moyennes est significative ou non.

Des analyses statistiques ont ensuite été effectuées afin de déterminer une éventuelle corrélation entre la forme de la tige et plusieurs paramètres étudiés : le taux de succès (bons ou excellents résultats post-opératoires), l'affaissement, l'ostéo-intégration et la rotation de la tige évalués sur les radiographies post-opératoires, et le taux de complications post-opératoires. Concernant le taux de succès, l'ostéo-intégration, la rotation et le taux de complication, un test de khi 2 d'indépendance a été effectué afin de comparer les différentes fréquences associées aux deux types de tiges et déterminer si la différence est significative ou non. Concernant l'affaissement, un t-test de Student de comparaison de séries indépendantes a été effectué afin de comparer les scores moyens d'affaissement associés au deux types de tige et déterminer si la différence entre les deux moyennes est significative ou non.

III. RESULTATS

A. Echantillon

L'étude porte sur 66 cas de prothèses totales de hanche non cimentées, 33 cas provenant du CHUV de Lyon, et 33 cas provenant du centre de référés VetRef. Les patients ayant été opéré d'une prothèse de hanche non cimentée des deux côtés ont été traités indépendamment pour chaque prothèse. Les cas ont été répertoriés en fonction de la forme de la tige utilisée, 36 de ces tiges sont rondes tandis que 30 sont carrées.

TABLEAU V : Présentation des cas ayant reçu une tige fémorale ronde (F : femelle / M : mâle / D : droite / G : gauche)

N°	CLINIQUE	RACE	SEXE	AGE (années)	POIDS (kg)	COTÉ OPÉRÉ	INDICATION
1	CHUV	Léonberg	F	3,5	37,2	D	Dysplasie
2	CHUV	Croisé	F	5,5	25	G	Dysplasie
3	CHUV	Berger Belge	M	1	33	G	Dysplasie
4	CHUV	Chow-Chow	F	0,75	20	D	Dysplasie
5	CHUV	Bouvier Bernois	F	1	36,6	G	Dysplasie
6	CHUV	Berger Allemand	F	10,5	29,3	D	Dysplasie
7	CHUV	Croisé	M	1,25	25,2	D	Dysplasie
8	CHUV	Border Collie	M	1,5	23	D	Dysplasie
9	CHUV	Berger Allemand	F	3,5	32	D	Dysplasie
10	CHUV	Golden Retriever	M	0,75	34	G	Dysplasie
11	CHUV	Berger Australien	F	1,5	18	G	Dysplasie
12	CHUV	Cane Corso	M	2	57	D	Dysplasie
13	CHUV	Golden Retriever	F	2	24,6	G	Fracture fémorale
14	CHUV	Schnauzer Moyen	M	12	17,8	D	Dysplasie
15	CHUV	Berger Allemand	F	1	20,3	D	Dysplasie
16	CHUV	Berger Allemand	M	8,5	37,5	D	Dysplasie
17	CHUV	Boxer	M	1	32	G	Luxation Fracture fémorale
18	CHUV	Croisé	F	4	27	G	Dysplasie
19	CHUV	Chow-Chow	F	0,5	22,1	G	Dysplasie
20	CHUV	Malamute	M	2,25	37,1	D	Dysplasie
21	CHUV	Cane Corso	F	1	33,4	D	Dysplasie
22	VetRef	Labrador	F	0,25	23,3	D	Dysplasie
23	VetRef	Croisé	F	6,5	16,4	D	Reprise RTCF
24	VetRef	Croisé	F	6,75	16,4	G	Dysplasie
25	VetRef	Chow-Chow	M	3,75	35	D	Dysplasie
26	VetRef	Berger Allemand	M	5,25	34,5	G	Dysplasie
27	VetRef	Cane Corso	F	6,5	43	D	Dysplasie
28	VetRef	Cane Corso	M	1,25	55	D	Dysplasie
29	VetRef	Labrador	M	3	32	D	Dysplasie
30	VetRef	Samoyede	M	2	31	G	Dysplasie
31	VetRef	Samoyede	M	2,5	31	D	Dysplasie
32	VetRef	Berger Australien	F	1,5	17,6	G	Dysplasie
33	VetRef	Bouvier Bernois	M	1,25	50	G	Dysplasie
34	VetRef	Yorkshire	M	1,25	16,5	D	Dysplasie
35	VetRef	Cocker Anglais	M	2,5	17,95	D	Dysplasie
36	VetRef	Cocker Anglais	M	2,5	17,95	G	Dysplasie

TABLEAU VI : Présentation des cas ayant reçu une tige fémorale carrée (F : femelle / M : mâle / D : droite / G : gauche)

N°	CLINIQUE	RACE	SEXE	AGE (années)	POIDS (kg)	COTÉ OPÉRÉ	INDICATION
1	CHUV	Shi Tzu	M	6,5	10,8	D	Dysplasie
2	CHUV	Cairn Terrier	M	1,25	9,5	G	Salter 1
3	CHUV	Bouvier Bernois	F	6	38	G	Dysplasie
4	CHUV	Labrador	M	1,5	28,4	G	Dysplasie
5	CHUV	Croisé	M	1	26,4	G	Dysplasie
6	CHUV	Berger Allemand	F	8,25	34,5	G	Dysplasie
7	CHUV	Border Collie	F	2	15,6	G	Dysplasie
8	CHUV	Labrador	M	1	35,2	D	Dysplasie
9	CHUV	Cocker Anglais	F	1	13	G	Dysplasie
10	CHUV	Border Collie	F	2	15	G	Dysplasie
11	CHUV	Eurasier	M	1	22,5	D	Dysplasie
12	CHUV	Border Collie	M	3,25	19,4	G	Dysplasie
13	VetRef	Labrador	M	1,5	36	D	Dysplasie
14	VetRef	Croisé	F	0,5	34	D	Fracture tête et col
15	VetRef	Berger Allemand	F	1	29,5	D	Dysplasie
16	VetRef	Boxer	M	1,25	38,5	G	Dysplasie
17	VetRef	Beagle	M	1,5	18,3	D	Dysplasie
18	VetRef	Berger Blanc	M	2	30,8	G	Luxation chronique
19	VetRef	Boxer	M	5,25	30	G	Dysplasie
20	VetRef	Berger Allemand	F	3	37,5	D	Dysplasie
21	VetRef	Bulldog Anglais	M	1,5	20,7	D	Dysplasie
22	VetRef	Boxer	F	5	27,1	G	Dysplasie
23	VetRef	Berger de Beauce	M	8,5	35,45	D	Luxation suite AVP
24	VetRef	Braque Français	M	8,5	22,3	D	Dysplasie
25	VetRef	Epagneul Breton	F	2	12,5	D	Dysplasie
26	VetRef	Golden Retriever	M	1,5	38	G	Dysplasie
27	VetRef	Fox Terrier	M	0,5	7,8	D	Fracture tête fémorale
28	VetRef	Pinscher Nain	M	0,75	4,2	D	Nécrose tête fémorale
29	VetRef	Golden Retriever	M	0,75	23	G	Dysplasie
30	VetRef	Jack Russel	M	1	6,5	G	Reprise RTCF

1. Race

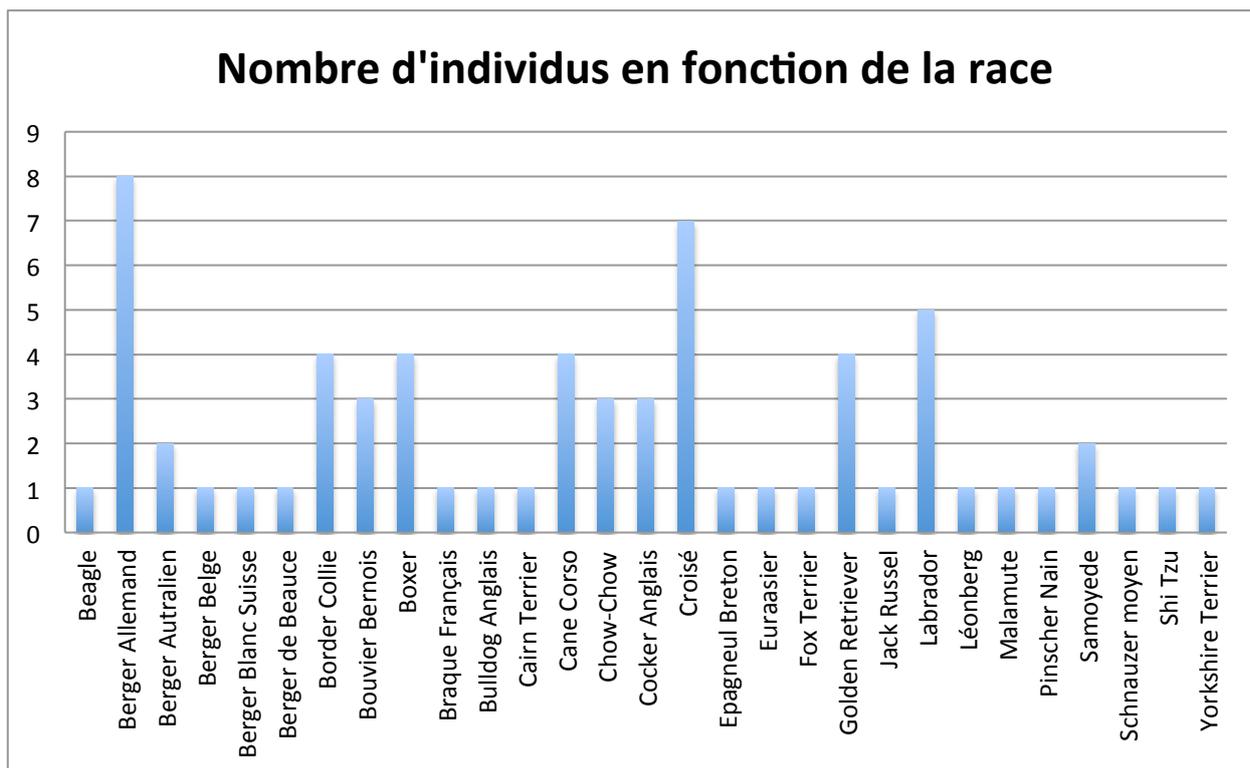


FIGURE 25 : Diagramme en bâtons représentant le nombre d'individus en fonction de leur race

La race la plus représentée dans notre étude est le Berger Allemand, qui représente 12% des cas. Les deux autres catégories les plus représentées sont les chiens de races croisées (11%) et le Labrador (8%). Les autres catégories races comprenant plusieurs individus sont le Border Collie, le Bouvier Bernois, le Boxer, le Cane Corso, le Chow-Chow, le Cocker Anglais et le Golden Retriever, tous représentant entre 5 et 6% des individus. Les autres races rencontrées comptaient 1 ou 2 individus soit environ 2% de l'échantillon.

2. Sexe

Le nombre de femelle de l'échantillon est de 27 sur 66 individus, soit 40,9%. Les mâles sont donc plus représentés avec 39 individus, soit 58,1% de l'échantillon.

3. Age

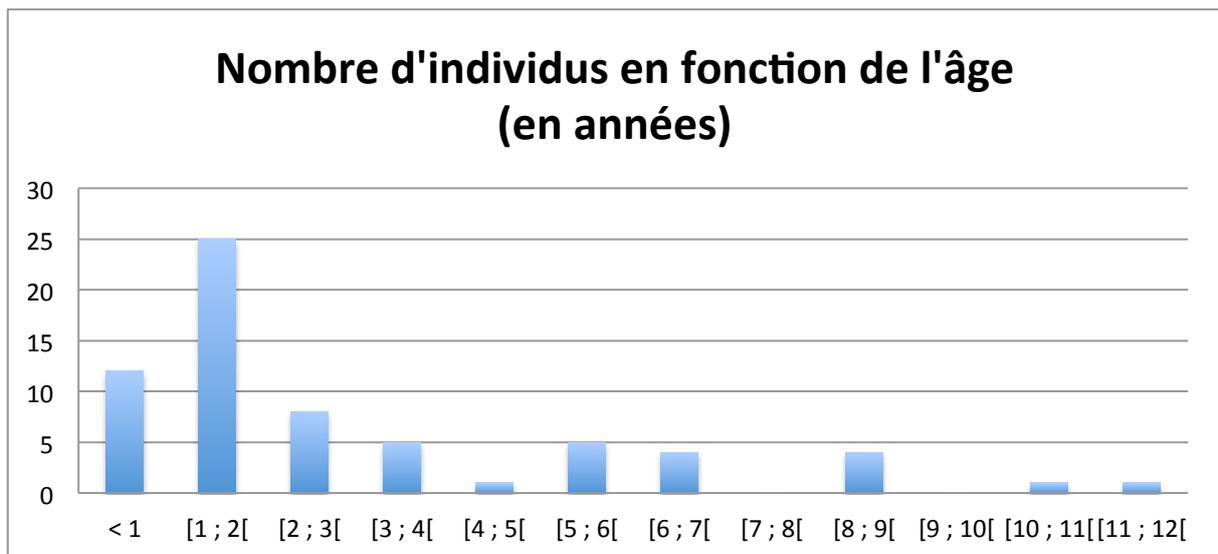


FIGURE 26 : Histogramme représentant le nombre d'individus en fonction de leur âge (en années)

La répartition des âges des chiens au moment de la chirurgie va de 6 mois pour le plus jeune chien jusqu'à 12 ans pour le plus âgé. Cependant la majorité des chiens opérés sont plutôt jeunes avec 56% des chiens ayant moins de 2 ans au moment de la chirurgie, et l'âge moyen se situant à 2,9 ans avec un écart-type de 2,70.

4. Poids

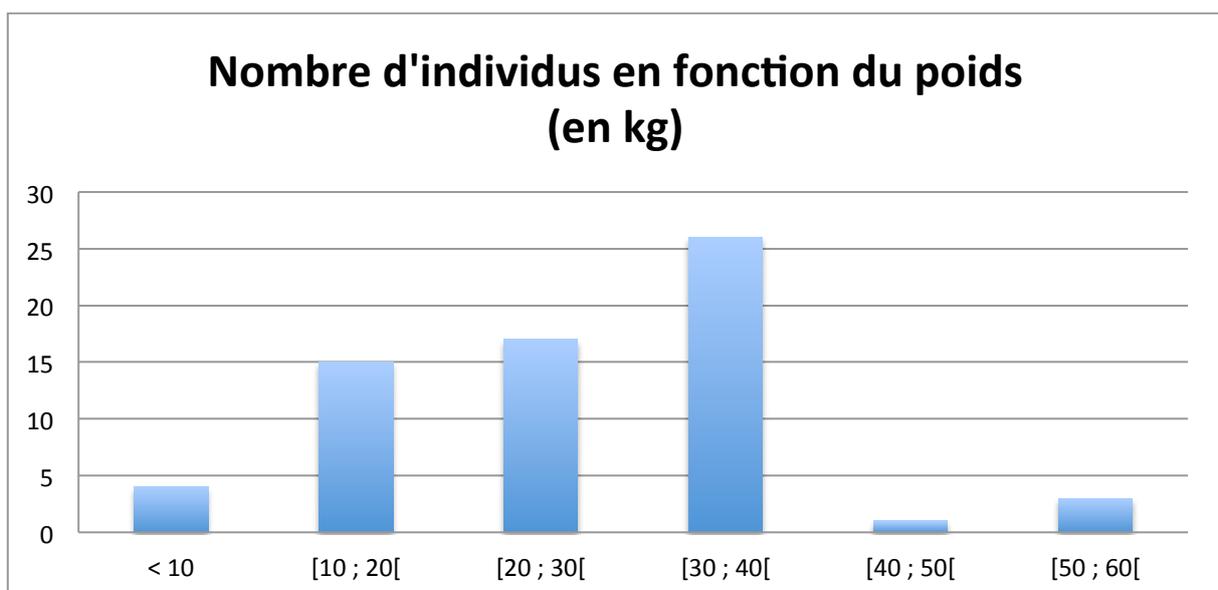


FIGURE 27 : Histogramme représentant le nombre d'individus en fonction de leur catégorie de poids (en kg)

La répartition des poids des chiens au moment de la chirurgie va de 4,2 kg pour jusqu'à 57 kg. Le poids moyen des chiens opérés est de 27 kg avec un écart-type de 10,9.

5. Coté opéré

Sur les 66 prothèses étudiées, 35 ont été posées sur des hanches droites et 31 sur des hanches gauches. Les prothèses totales de hanche à droite représente donc 53% de l'échantillon tandis que les prothèses totales de hanche à gauche représente 47%.

6. Indications

L'indication la plus fréquente pour la pose de prothèse totale de hanche non cimentée dans notre étude est l'arthrose coxo-fémorale secondaire à la dysplasie de la hanche, avec plus ou moins une subluxation associée. Cette indication représente 84,8% de l'échantillon. Parmi les autres indications on retrouve les fractures fémorales avec 3 cas (4,5%), les luxations chroniques ou traumatiques avec 3 cas (4,5%), les reprises suite à une résection de la tête et du col du fémur (RTCF) avec 2 cas (3%), une fracture Salter Harris de type I et une nécrose de la tête et du col du fémur.

B. Etude générale sur la prothèse de hanche avec une tige impactée Porte Vet

1. Evolution de l'échantillon

Parmi les 66 cas initiaux, 59 ont réalisés le suivi à 6 semaines post-opératoires, 45 ont réalisés le suivi à 12 semaines post-opératoires, 29 ont réalisés le suivi à 6 mois post-opératoires et 22 ont réalisés le suivi à 1 an post-opératoire. Parmi ces cas, 4 individus ont eu un changement de prothèse avant le premier suivi, avec la pose d'une tige fémorale cimentée, et ont donc été exclu de l'étude clinique. Un autre cas a présenté une boiterie de grade 4 au suivi à 6 mois post-opératoire, non liée à la prothèse totale de hanche et a donc été exclu de l'étude à partir de ce suivi.

2. Evaluation clinique

Le grade moyen de boiterie en préopératoire était de 2,7 avec un écart-type de 1. On peut noter que 44% (29 cas) des individus avaient un grade de boiterie égal à 2/5 et 33% (22 cas) des individus avaient un grade de boiterie égal à 3/5.

Lors du contrôle à 6 semaines post-opératoires, sur les 55 cas restants, le score moyen de boiterie est de 1,57 avec un écart-type de 1,45. Lors du contrôle à 12 semaines post-opératoires, sur les 41 individus restants, il est de 0,95 avec un écart-type de 1,5. A 6 mois post-opératoire, sur les 25 individus restants, il est de 0,84 avec un écart-type de 1,37. Lors du contrôle à 1 an post-opératoire, le grade moyen de boiterie est de 0,53 avec un écart-type de 1,07, évalué sur seulement 17 individus. L'évolution des grades moyens de boiterie associés à leur barre d'erreur (intervalle de confiance à 95%) lors des différents suivis post-opératoire est présentée sur la figure 27.

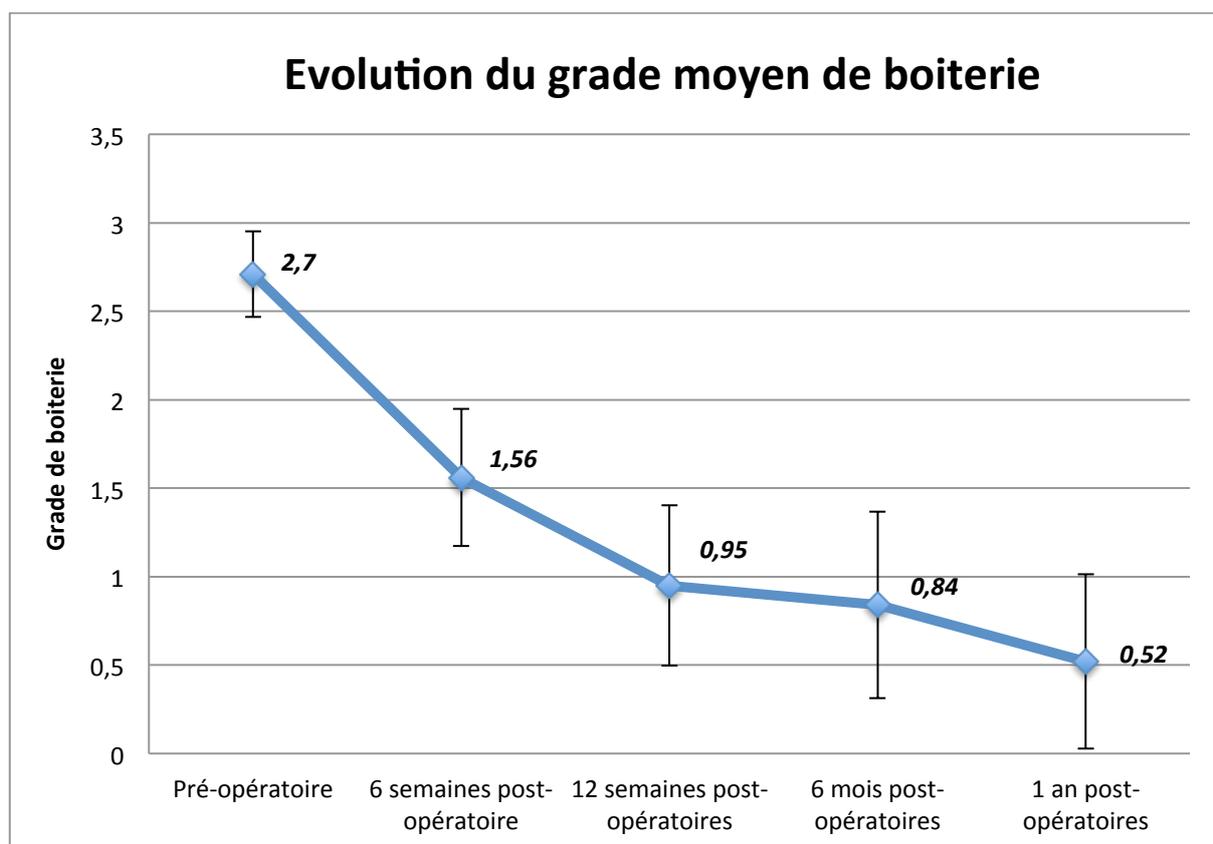


FIGURE 28 : Graphique représentant l'évolution du grade moyen de boiterie au cours des différents suivis (barres d'erreur : intervalle de confiance à 95%)

Une analyse statistique avec un t-test de Student sur des séries appariées a été réalisée afin de comparer les grades moyens de boiterie entre eux et déterminer si les différences entre ces grades sont significatives ou non.

Les données concernant les grades de boiterie en préopératoire ont été testées avec celles obtenues au suivi à 6 semaines post-opératoires, avec un effectif N=55 individus. Les résultats de ce test sont : $t=4,98$ et $p<0,05$.

Ce test a ensuite été réalisé entre les grades de boiterie calculés aux suivis post-opératoires à 6 et 12 semaines, avec un effectif N=41 pour ce test. Les résultats sont : $t=2,06$ et $p<0,05$.

Les grades de boiterie ont ensuite été comparés entre les suivis à 12 semaines post-opératoires et 6 mois post-opératoires, avec un effectif N=25 individus. Les résultats du test sont : $t=0,30$ et $p=0,76$.

Un dernier test a été effectué entre les grades de boiterie des suivis post-opératoires à 6 mois et 1 an, sur un effectif N=17 individus. Les résultats de ce test sont : $t=-0,46$ et $p=0,64$.

Au final, en prenant en compte le grade de boiterie le plus récent pour chaque cas, de bons ou excellents résultats après une pose de prothèse totale de hanche Porte Vet avec une tige fémorale non cimentée sont obtenus chez 71,2% des individus de l'échantillon, soit 47 cas sur les 66.

3. Evaluation radiographique

3.1. Version de la tige fémorale

L'évaluation de la version de la tige sur les clichés radiographiques en post-opératoire immédiat a montré une version bonne pour 59,1% des tiges (39 tiges sur 66), une version qualifiée de satisfaisante pour 28,8% des tiges (19 tiges sur 66) et une version mauvaise (rétroversion) pour 12,1% des tiges (8 tiges sur 66).

3.2. Ostéo-intégration

En considérant les clichés radiographiques les plus récents, avant toute éventuelle reprise chirurgicale, un manque d'ostéo-intégration a été noté sur 16,95% des cas, soit 10 cas sur les 59 suivis. Dans 100% des cas un manque d'ostéo-intégration de la tige avait une conséquence sur la clinique et était associé à une complication (descellement aseptique ou ostéomyélite).

3.3. Affaissement de la tige

En considérant les clichés radiographiques les plus récents, avant toute éventuelle reprise chirurgicale, sur les 59 cas, 25 tiges se sont affaissées, soit 42,4%. Le score moyen d'affaissement était de 1,05 avec un écart-type égal à 1,47.

L'affaissement de la tige fémorale n'avait pas toujours de conséquence clinique. En effet, une conséquence sur la clinique, sans autre complication mise en évidence, a été identifiée chez 5 individus, soit 20% des 25 cas pour lesquels la tige s'est affaissée, et cela concernait

uniquement des cas pour lesquels l'affaissement était supérieur à 5 mm (score de 4). De plus, 8 cas sur les 25 (32%) ont développé une complication associée à l'affaissement (luxation, fracture fémorale, ostéomyélite et descellement aseptique). Au final, 13 individus, soit 52% des tiges affaissées, n'ont eu aucune conséquence clinique ni autre complication associée. Parmi ces cas, 2 présentaient un score de 4, soit un affaissement supérieur à 5 mm.

Un test de khi 2 d'indépendance a été réalisé entre le groupe de tiges qui se sont affaissées, et le groupe pour lequel les tiges ne se sont pas affaissées, sans prendre en compte le score de l'affaissement, afin de déterminer si l'affaissement de la tige fémorale était significativement corrélé au développement de complications. Les résultats de ce test sont : $X^2_{obs}=0,23$ et $p=0,62$. Il n'y a donc pas de différence significative entre ces deux groupes. Les résultats sont résumés dans le tableau VII.

3.4. Rotation de la tige

En considérant les clichés radiographiques les plus récents, avant toute éventuelle reprise chirurgicale, une rotation de la tige fémorale a été notée sur 27,12% des cas, soit 16 individus sur 59.

La rotation de la tige fémorale n'avait pas toujours de conséquence clinique. En effet, la rotation de la tige a eu une conséquence sur la clinique, sans autre complication mise en évidence, seulement pour 1 des 16 cas (6,25%) pour lesquels la tige avait tournée. De plus, seulement 3 individus sur les 16 (soit 18,75%) ont développé une complication (1 cas d'ostéomyélite et 2 cas de descellement aseptique) associée à la rotation de la tige. Au final, 13 individus, soit 81,25% des tiges qui avaient tournées, n'ont eu aucune conséquence clinique ni autre complication associée.

Un test de khi 2 d'indépendance a été réalisé entre le groupe de tiges qui avaient tournées, et le groupe pour lequel aucune rotation de la tige n'a été identifiée, afin de déterminer si la rotation de la tige fémorale était significativement corrélée au développement de complications. Les résultats de ce test sont : $X^2_{obs}=3,78$ et $p=0,09$. Il n'y a donc pas de différence significative entre ces deux groupes. Les résultats sont résumés dans le tableau VII.

TABLEAU VII : Etude statistique de la corrélation entre l'affaissement et la rotation de la tige fémorale avec le développement de complications post-opératoires

CRITÈRES RADIOGRAPHIQUES		Sans complications	Avec complications	P-VALUE
AFFAISSEMENT	Effectif	13	12	0,62
	Fréquence	0,52	0,48	
ROTATION	Effectif	13	3	0,09
	Fréquence	0,81	0,19	

4. Complications

Le taux de complications peropératoire est de 10,6% (7 cas sur 66). Ces complications ne concernent que des fissures iatrogènes créées au moment de l'impaction de la tige.

Le taux global de complications post-opératoires de la prothèse totale de hanche Porte Vet avec une tige non cimentée est de 37,9%. Effectivement des complications sont rapportées pour 25 des 66 cas de notre étude. Parmi ces complications, on compte 1,5% de complications mineures (1 cas sur 66), 34,8% de complications majeures (23 cas sur 66) et 1,5% de complication catastrophique (1 cas sur 66). Le détail des différentes complications associées à leur taux respectifs et à leur proportion par rapport au total des complications est présenté dans le tableau VIII. Les complications concernant le composant acétabulaire n'ont pas été prises en compte.

TABLEAU VIII : Taux et proportion des différentes complications rencontrées pour la tige non cimentée de la prothèse totale de hanche Porte Vet

COMPLICATIONS POST-OPERATOIRES	Taux (%)	Proportion (%)
Luxation	12,12	24,24
Fracture fémorale	10,61	21,21
Ostéomyélite ou descellement septique (infection)	9,09	18,18
Affaissement de la tige fémorale	7,58	15,15
Descellement aseptique	6,06	12,12
Rotation de la tige fémorale	1,52	3,03
Neurapraxie sciatique	1,52	3,03
Déficit sciatique permanent	1,52	3,03

La complication la plus fréquente dans notre étude est la luxation de la prothèse, elle concerne 12,1% des individus et représente 24,2% des complications totales. Elle est suivie de la fracture fémorale qui concerne 10,6% des individus et représente 21,2% des complications totales.

Les complications, hormis la neurapraxie sciatique, ont toutes nécessitées une reprise chirurgicale. Les luxations ont été traitées chirurgicalement mais certaines luxations récidivantes ont nécessité un retrait de la prothèse. Les fractures fémorales ont été traitées chirurgicalement sans changement ni retrait de la prothèse. Les ostéomyélites ont été reprises avec un changement de tige fémorale ou un retrait de la tige. Les affaissements de la tige ont été repris avec un changement de tige fémorale et pose d'une tige fémorale cimentée. Les cas de descellement aseptique et de rotation clinique de la tige ont été traités par un changement de tige fémorale. Le déficit sciatique a été pris en charge chirurgicalement, sans reprise de la prothèse totale de la hanche.

5. Succès final et taux d'explantation

Parmi les 25 cas ayant eu une complication post-opératoire, 6 cas (soit 24% des complications) ont nécessité une reprise chirurgicale pour traiter la complication, sans changement de tige ni explantation de la prothèse. Parmi ces 25 cas, 6 d'entre eux (soit 24% des cas avec complications) ont été traité par un changement de tige fémorale, avec pose d'une tige cimentée, et ont finalement mené à un succès de la prothèse. Sur ces 25 cas ayant eu une complication, le taux de succès est donc de 48% (12 cas sur les 25 individus). Le taux de succès final de notre étude, en prenant en compte les changements de tige fémorale, est donc de 82,8%.

Sur les 25 cas ayant eu une complication post-opératoire, une explantation a été réalisée sur 11 cas, soit 44% des complications. Le taux d'explantation de notre étude est donc de 16,67%.

Sur les 2 autres cas restant ayant eu une complication, le suivi après mise en évidence de la complication (ostéomyélite) n'a pas été réalisé pour un de ces cas. L'autre cas a nécessité une reprise chirurgicale sans lien avec la prothèse de hanche. Ces 2 cas ont donc été exclus de l'étude.

C. Etude comparative en fonction de la forme de la tige impactée Porte Vet

1. Evolution des échantillons

Parmi les 36 individus ayant eu une pose de tige non cimentée ronde, 31 ont réalisés le suivi à 6 semaines post-opératoires, 24 ont réalisés le suivi à 12 semaines post-opératoires, 17 ont réalisés le suivi à 6 mois post-opératoires et 11 ont réalisés le suivi à 1 an post-opératoire. Au suivi post-opératoire à un an, 1 cas présent un grade de boiterie égal à 4 mais sans lien avec la prothèse de hanche, il a donc été exclu de l'étude.

Parmi les 30 individus ayant eu une pose de tige non cimentée carrée, 28 ont réalisés le suivi à 6 semaines post-opératoires, 21 ont réalisés le suivi à 12 semaines post-opératoires, 12 ont réalisés le suivi à 6 mois post-opératoires et 7 ont réalisés le suivi à 1 an post-opératoire. Parmi ces cas suivis, 4 d'entre eux ont eu un changement de tige avant le premier suivi à 6 semaines post-opératoires, avec la pose d'une tige cimentée. Ils n'ont donc pas été pris en compte pour l'étude clinique.

2. Evaluation clinique

Concernant la tige non cimentée de forme ronde, de bons ou excellent résultats à terme sont obtenus pour 77,8% des individus (28 sur 36). Concernant la tige non cimentée de forme carrée, de bons ou excellents résultats à terme sont obtenus dans 63,3% des cas (19 sur 30).

Une analyse statistique par un test de khi 2 d'indépendance (qui peut être rapporté à un test exact de Fisher dans ce cas) a été effectuée afin de comparer ces deux fréquences et évaluer si la différence est significative ou non. Les résultats de ce test sont : $X^2_{obs}=1,04$ et $p=0,31$.

3. Evaluation radiographique

Le manque d'ostéo-intégration, les scores moyens d'affaissement et la version ont été calculés en prenant en compte les mesures radiographiques les plus récentes, et avant toute éventuelle reprise chirurgicale, sur une population de 31 individus pour les tiges rondes et 28 individus pour les tiges carrées.

3.1. *Version de la tige fémorale*

L'évaluation de la version en post-opératoires immédiats sur tiges de forme ronde a montré une version bonne pour 69,4% des tiges (25 sur 36), une version qualifiée de satisfaisante pour 25% des tiges (9 cas sur 36) et une version mauvaise (rétroversion) pour 5,6% des tiges (2 cas sur 36).

L'évaluation de la version en post-opératoires immédiats sur tiges de forme carrée a montré une version bonne pour 46,7% des tiges (14 sur 30), une version qualifiée de satisfaisante pour 33,3% des tiges (10 cas sur 30) et une version mauvaise (rétroversion) pour 20% des tiges (6 cas sur 30).

3.2. *Ostéo-intégration*

Un manque d'ostéo-intégration a été identifié chez 8 tiges sur les 31 tiges de forme ronde, soit 25,8%. Un manque d'ostéo-intégration a été identifié chez seulement 2 tiges sur les 28 tiges de forme carrée, soit 7,1%.

Une analyse statistique par un test de khi 2 d'indépendance (qui peut être rapporté à un test exact de Fisher dans ce cas) a été effectuée afin de comparer ces deux fréquences et évaluer si la différence est significative ou non. Les résultats de ce test sont : $X^2_{obs}=2,44$ et $p=0,08$.

3.3. *Affaissement de la tige fémorale*

Le score moyen de l'affaissement pour les tiges fémorales de forme ronde non cimentées est de 0,38 avec un écart-type de 0,72, tandis que le score moyen pour les tiges fémorales de forme carrée est de 1,8 avec un écart-type de 1,76.

Un t-test de Student sur séries indépendantes a été réalisé afin de comparer ces deux scores moyens et déterminer si la différence entre ces moyennes est significative ou non. Les résultats de ce test sont : $t=4,10$ et $p<0,05$.

3.4. *Rotation de la tige fémorale*

La proportion d'individus pour laquelle une rotation de la tige fémorale a été identifiée est de 41,9% pour les tiges non cimentées de forme ronde, en effet cela concerne 13 cas sur les 31 tiges. Concernant les tiges de forme carrées, la proportion d'individus pour laquelle une rotation de la tige fémorale a été identifiée est de 10,7%, ce qui concerne 3 cas sur les 28 tiges.

Un test de khi 2 d'indépendance a été réalisé afin de comparer ces deux fréquences et déterminer si la différence entre elles est significative ou non. Les résultats de ce test sont : $X^2_{obs}=5,76$ et $p<0,05$.

TABLEAU IX : Etude statistique comparative de l'ostéo-intégration, l'affaissement et la rotation de la tige fémorale entre les deux types de tige

COMPLICATIONS		TIGE RONDE	TIGE CARRÉE	P-VALUE
OSTÉO-INTÉGRATION	Fréquence	0,25	0,07	0,08
AFFAISSEMENT	Score moyen	0,38	1,8	< 0,05
ROTATION	Fréquence	0,42	0,11	< 0,05

4. Complications

Pour les tiges de forme ronde, le taux de complications peropératoire est de 8,3% (3 cas sur 36) et il est de 13,3% pour les tiges de forme carrée (4 cas sur 30). Ces complications correspondent toutes à une fissure fémorale.

Le taux de complications post-opératoires concernant les tiges non cimentées de forme ronde est de 33,3% (12 cas sur les 36), et il est de 43,3% pour les tiges de forme carré (13 cas sur 30). Un test de khi 2 d'indépendance a été effectué afin de comparer les fréquences des complications pour les deux types de tige, et déterminer si la différence entre les deux est significative ou non. Les résultats de ce test sont : $X^2_{obs}=0,77$ et $p=0,38$.

Les pourcentages de complications mineures, majeures et catastrophiques sont présentés dans le tableau X. Le détail des différentes complications associées à leur taux respectifs pour les deux types de tiges est présenté dans le tableau XI.

TABLEAU X : Effectifs et pourcentages des complications pour les deux types de tiges (ronde et carrée) non cimentée de la prothèse totale de hanche Porte Vet

COMPLICATIONS		TIGE RONDE	TIGE CARRÉE
COMPLICATIONS MINEURES	Effectif	1	0
	%	2,8 %	0 %
COMPLICATIONS MAJEURES	Effectif	11	12
	%	30,5 %	40 %
COMPLICATIONS CATASTROPHIQUES	Effectif	0	1
	%	0 %	3,3 %
TOTAL DES COMPLICATIONS	Effectif	12	13
	%	33,3 %	43,3 %

TABLEAU XI : Taux des complications pour les différentes tiges (ronde et carrée) non cimentée de la prothèse totale de hanche Porte Vet ®

COMPLICATIONS POST-OPERATOIRES	TAUX (%)	
	Tige ronde	Tige carrée
Luxation	8,3	16,7
Fracture fémorale	8,3	13,3
Affaissement de la tige fémorale	0	16,7
Ostéomyélite ou descellement septique (infection)	16,7	0
Descellement aseptique	5,6	6,7
Rotation de la tige fémorale	2,8	0
Neurapraxie sciatique	2,8	0
Déficit sciatique permanent	0	3,3

La complications la plus fréquemment rencontrée sur les tiges fémorales de forme ronde est, en premier lieu, l'infection de la prothèse avec un taux de 16,7%, suivie de la luxation et de la fracture fémorale avec un taux de 8,3% chacune. Les complications les plus fréquemment rencontrées pour les tiges de forme carrée sont la luxation et l'affaissement de la tige fémorale un taux de 16,7% chacune, suivies de la fracture fémorale avec un taux de 13,3%. La répartition des complications selon la forme de la tige par rapport à la proportion globale des complications est présentée sur la figure 29.

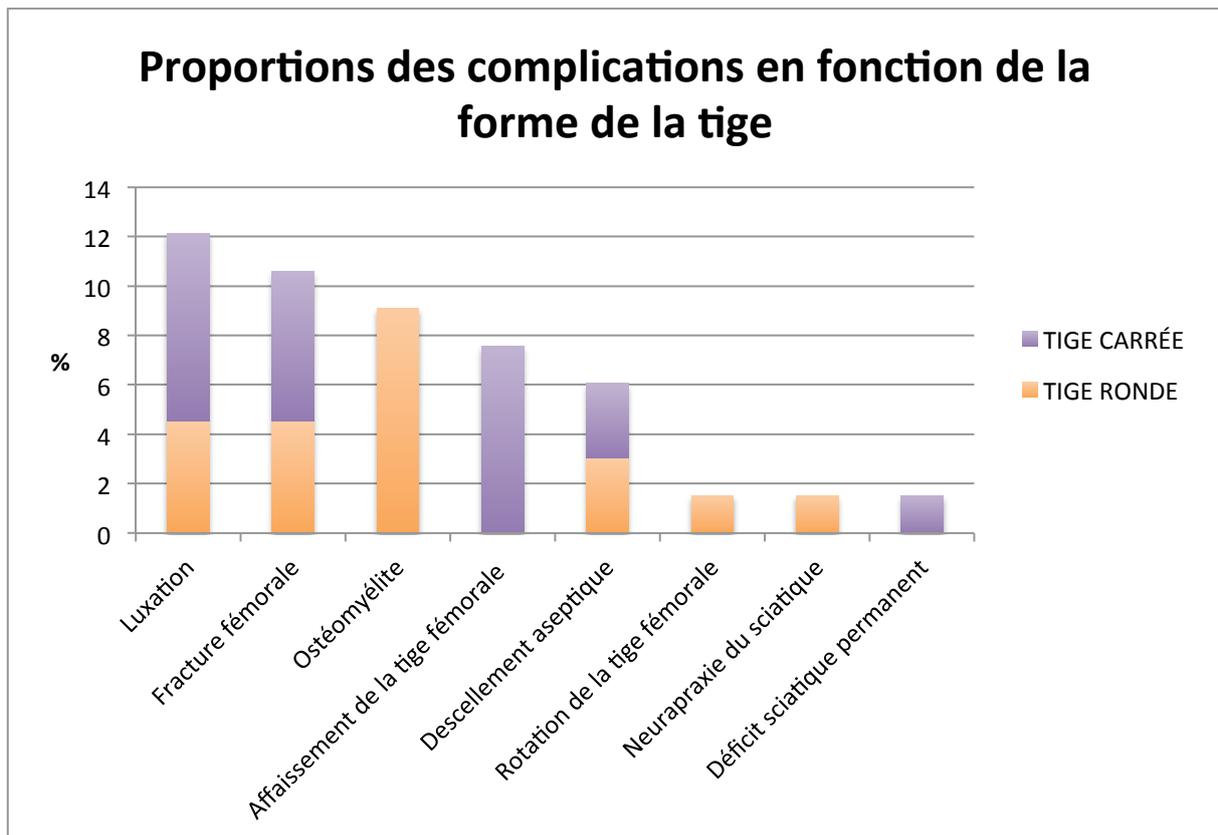


FIGURE 29 : Histogramme représentant les proportions de complications par rapport à la forme de la tige fémorale non cimentée (ronde ou carrée)

Dans notre étude, certaines complications, tel que l'affaissement de la tige fémorale, ne concernaient que les tiges de forme carrée, tandis que l'ostéomyélite ou la rotation de la tige associée à une conséquence clinique, ne concernaient que les tiges de forme ronde. Les autres complications (luxation, fracture fémorale, descellement aseptique) sont rencontrées sur les deux types de tiges, de façon plutôt homogènes. Le seul cas de déficit sciatique permanent (complication catastrophique) concernait une tige de forme carrée.

IV. DISCUSSION

A. Echantillon

L'échantillon complet comporte le même nombre de cas provenant du CHUV de Lyon et du centre de référés VetRef (33 cas de chaque). Cependant les deux échantillons séparant les cas ayant eu une pose de tige ronde et une pose de tige carrée ne sont pas parfaitement homogènes. En effet l'échantillon des cas ayant eu une pose de tige ronde comporte 36 cas, contre 30 pour la tige carrée, et il est composé de 12 cas du CHUV et 18 cas du centre de référés VetRef, alors que l'échantillon des cas ayant eu une pose de tige carrée est composé de 21 cas provenant du CHUV et 15 cas du centre de référés VetRef.

Les données cliniques sont sensiblement les mêmes que celles retrouvées dans la littérature, c'est-à-dire que les patients sont majoritairement des chiens de grandes races, jeunes adultes. Pour la race, on retrouve dans notre étude en majorité des chiens de grande race tel que le Berger Allemand, le Golden Retriever, le Labrador, ce qui correspond aux races les plus retrouvées dans d'autres études sur la pose de prothèse totale de hanche chez le chien. (10, 12, 15–18, 20, 24) Les mâles semblent plus atteints puisqu'ils représentent 58,1% de notre échantillon total (56,8% dans l'étude sur la prothèse BFX de 2016). (20) L'âge moyen est de 2,9 ans dans notre étude (1,65 dans l'étude sur la prothèse BFX de 2016) mais 56% des chiens avaient moins de 2 ans au moment de la chirurgie, et pesaient en moyenne 27 kg.

L'indication la plus fréquente pour la pose de prothèse de hanche retrouvée dans notre étude est la dysplasie coxo-fémorale entraînant de la douleur et/ou une perte de fonction associée à la mise en place de l'arthrose secondaire à cette dysplasie. Cette indication concerne 84,4% des cas de notre étude et concorde avec ce qui est retrouvé dans les études précédentes, avec un pourcentage similaire. (10, 12, 15–18, 20, 24)

B. Résultats de la prothèse totale de hanche avec une tige impactée Porte Vet

1. Evaluation clinique

L'analyse statistique des grades de boiteries en préopératoire et aux différents suivis nous permet de conclure à une différence significative du grade de boiterie moyen préopératoire et celui du suivi à 6 semaines, ainsi qu'entre celui du suivi à 6 semaines et à 12 semaines. Cette analyse nous permet donc de conclure à une diminution significative de la boiterie après la pose d'une prothèse totale de hanche avec tige non cimentée Porte Vet, et ce dès le

premier suivi post-opératoire à 6 semaines. On remarque que certains cas présentent même une disparition complète de leur boiterie dès le premier suivi post-opératoire.

On ne note pas de différence significative entre les grades moyens de boiterie des suivis à 12 semaines et 6 mois, ni entre ceux des suivis à 6 mois et 1 an, bien que le grade moyen de boiterie du suivi à 1 an soit légèrement plus élevé que celui du suivi précédent. On peut émettre l'hypothèse que ceci est dû au fait que la boiterie diminue rapidement après la chirurgie (soit lors des premiers suivis). On remarque également que l'échantillon d'individus présents au suivi 1 an, par rapport à ceux des suivis précédents, présente une plus grande proportion de cas ayant une complication potentielle, et donc un grade de boiterie généralement plus important. En effet, 4 cas sur 26 au suivi à 6 mois, contre 4 cas sur 18 au suivi à 1 an, présentent une complication, ce qui pourrait expliquer un grade moyen de boiterie légèrement plus élevé au suivi à 1 an post-opératoire.

On peut noter que entre le grade de boiterie préopératoire et le grade de boiterie observé lors du dernier suivi effectué, 17 cas ne présentent pas d'amélioration de leur grade de boiterie ou présentent une augmentation, et conservent donc un grade de boiterie supérieur ou égal à 2. Sur ces 17 cas, 16 sont associés à des complications post-opératoires, et un seul cas de notre étude conserve un grade de boiterie stagnant à 2 au cours des différents suivis, sans complication associée mise en évidence. Les grades de boiterie n'évoluant pas ou augmentant lors des différents suivis sont donc dus en grande majorité à des complications post-opératoires. Le traitement de ces complications permet en général d'obtenir une diminution du grade de boiterie au suivi suivant ou sur du plus long terme si aucune autre complication ne survient.

Finalement de bons ou excellents résultats (grade de boiterie de 0 ou 1 au dernier suivi) sont obtenus dans 71,2% des cas. L'étude sur la prothèse de hanche impactée BFX datant 2016 (20) révèle un retour fonctionnel complet de la hanche opérée dans 88,1% des cas (219 au total) avec une période de suivi médiane de 42 mois. Ce résultat est donc plus élevé que celui obtenu dans notre étude. On peut émettre l'hypothèse qu'un suivi plus long de nos cas permettrait d'augmenter le pourcentage de bons ou excellents résultats sur du plus long terme. De plus cette étude est réalisée sur la dernière génération de la prothèse BFX, avec un design plus récent de la tige qui a permis une augmentation du taux de succès de la prothèse.

2. Evaluation radiographique

2.1. Ostéo-intégration

Dans notre étude, le manque d'ostéo-intégration était dans tous les cas associé à une complication post-opératoire, et tous les cas avec un bon ou excellent à terme, présentaient une bonne ostéo-intégration au niveau de la radiographie. On peut donc en déduire que l'ostéo-intégration de la tige est un facteur déterminant dans l'apparition de complications, et notamment le descellement septique et aseptique dans notre étude.

2.2. Affaissement de la tige fémorale

L'affaissement de la tige fémorale se situe en moyenne entre 2 et 3 mm. Dans une étude comparant l'affaissement de trois types de tiges non cimentées BFX, l'affaissement moyen de la prothèse BFX traditionnelle était de 1,35 mm (44), soit un peu plus faible que le résultat obtenu dans notre étude. Cependant, dans notre étude, l'attribution d'un score radiographique ne nous a pas permis d'obtenir une mesure précise de l'affaissement moyen de la tige.

Dans le cas de tiges non cimentées, il paraît logique qu'un léger affaissement de la tige se produise en post-opératoire, de manière non clinique, et permette une impaction optimale de la tige fémorale au sein du fut. En effet les premières études sur les tiges fémorales « press-fit » ont démontrées qu'un léger affaissement de la tige fémorale dans la période post-opératoire précoce peut en fait améliorer la stabilité de la tige, en permettant à la tige de se caler plus étroitement dans le fémur, créant ainsi un ajustement serré. (44) Cependant cet affaissement ne devrait pas dépasser quelques millimètres, 5 mm selon les publications (20, 46), avec le risque que celui-ci devienne clinique dans le cas contraire, ou entraîne des complications.

L'affaissement n'était pas associé de manière significative à l'apparition de complications post-opératoires d'après le test du khi 2 d'indépendance dans notre étude. C'est un résultat que l'on retrouve également dans l'étude sur l'affaissement des tiges fémorales non cimentées BFX. Cependant, un affaissement excessif de la tige peut entraîner des complications importantes comme des fissures, fractures ou luxation coxo-fémorale. (44)

Dans notre étude, tous les cas où l'affaissement de la tige fémorale était associé à des signes cliniques, sans autre complication identifiée, concernaient des cas pour lesquels l'affaissement dépassait les 5 mm, valeur que l'on retrouve dans des études précédentes, et

notamment sur la tige non cimentée BFX. Cependant, dans notre étude, un affaissement de plus de 5 mm pouvait n'avoir aucune conséquence sur la clinique. Il paraît donc impossible de conclure à une valeur seuil de l'affaissement qui entrainerait des signes cliniques sans autre complication associée. Le sous-dimensionnement de la tige fémorale paraît être, selon les précédentes études sur les prothèses non cimentées, un des facteurs principaux contribuant à l'affaissement post-opératoire de la tige. (44)

2.3. *Rotation de la tige*

Le fait qu'une répercussion clinique de la rotation de la tige ait été identifiée sur un seul cas de l'étude, bien qu'une rotation ait été identifiée sur 27,1% des tiges, nous permet de conclure que la rotation de la tige a très peu de conséquence clinique. De plus, aucune corrélation entre la rotation de la tige et l'apparition d'une complication n'a pu être mise en évidence.

3. **Complications**

Dans notre étude, le taux de complication global est de 37,9% alors que l'incidence des complications des prothèses totales de hanche impactée dans la littérature est de 31,1%. (20) Le taux de complications est donc plus élevé cette étude. Cela peut possiblement être expliqué en parti par un biais d'échantillonnage (faible nombre d'individus par rapport aux autres études).

Une seule complication mineure est rapportée dans notre étude (1,52% de l'échantillon) et concerne une neurapraxie du sciatique. Dans la littérature, son incidence se situe autour de 2% (1, 38), notre résultat semble donc concordant bien qu'il puisse exister un biais d'échantillonnage au vu de la taille réduite de notre échantillon et du fait que cette complication n'a été identifiée qu'une seule fois.

Une seule complication catastrophique est également rapportée (1,52%) et concerne un déficit sciatique permanent. Cette complication n'est quasiment pas rapportée dans la littérature vétérinaire. Elle est probablement secondaire à une erreur chirurgicale mais reste très rare.

La majorité des complications rencontrées sont des complications majeures, qui nécessitent une reprise chirurgicale. Elles concernant 34,8% de notre échantillon. Parmi elles, la complication la plus souvent identifiée est la luxation de la prothèse avec un taux de 12,1%. Dans la littérature, elle est également identifiée comme la complication la plus fréquente

après une pose de prothèse de hanche impactée, avec des taux situés entre 5 et 17% selon les études. Dans notre étude, la fracture fémorale est la complication la plus fréquente après la luxation, avec un taux de 10,6%. Ces résultats sont également ceux retrouvés dans la littérature vétérinaire avec des taux variant de 6,8 à 13,1%. (11, 20, 30) Le taux d'ostéomyélite est particulièrement élevé dans cette étude (9,1%) par rapport à ce qui est rapporté dans la littérature (1 à 2%). (1) Le taux d'ostéomyélite plus élevé est possiblement dû à un biais d'échantillonnage, et nous avons vu dans la partie précédente que le taux de complications global était également plus élevé que ceux de la littérature.

C. Résultats en fonction de la forme de la tige impactée Porte Vet

1. Evaluation clinique

Dans notre étude de bons ou excellents résultats ont été obtenus pour 77,8% des cas avec une tige impactée de forme ronde contre 63,3% des cas avec une tige de forme carrée. L'analyse statistique par le test du khi 2 d'indépendance n'a pas permis pas de montrer de différence significative entre ces deux fréquences. Ces résultats restent inférieurs à ceux rencontrés dans la littérature vétérinaire. La taille des échantillons peut cependant apporter un biais dans l'étude puisque ils sont composés de seulement 36 cas pour les tiges de forme ronde et de 30 cas pour les tiges de forme carrée. De plus, plus les prothèses ont été posées récemment, plus la durée du suivi est courte (jusqu'à deux mois pour les cas les plus récents). Les pourcentages de bons ou excellents résultats pourraient augmenter avec un suivi des cas sur du plus long terme.

2. Evaluation radiographique

Dans notre étude, nous avons comparé l'ostéo-intégration, le score d'affaissement et la rotation de la tige entre le groupe de tiges rondes et le groupe de tiges carrées.

Concernant l'ostéo-intégration, aucune différence significative n'a pu être mise en évidence entre les deux groupes.

Concernant l'affaissement, le score moyen était de 0,38 pour les tiges rondes et de 1,8 pour les tiges carrées. L'analyse de Student a permis de montrer une différence significative entre ces deux moyennes. En conclusion, la tige de forme carrée a plus tendance à l'affaissement post-opératoire que la tige de forme carrée. Une étude concernant différentes formes de la tige impactée BFX avait également démontré qu'il existait une différence significative de l'affaissement entre les tiges BFX à boulon latéral et les tiges BFX classiques. (47) Le boulon

latéral permet donc de limiter l'affaissement sur ce type de tige et on peut supposer que la collerette de la tige ronde de notre étude joue le même rôle.

Concernant la rotation, à terme, une rotation a été identifiée sur 41,9% des tiges de forme ronde et sur 10,7% des tiges de forme carrée. Les tiges de forme ronde ont donc plus tendance à tourner que les tiges de forme carrée et l'analyse statistique réalisée (test du X2 d'indépendance) a permis de montrer que cette différence était significative. Cependant, comme démontré dans la partie précédente, la rotation de la tige ne semble pas être corrélée au taux de complications post-opératoires.

3. Complications

Dans notre étude, le taux de complication de la tige de forme ronde était de 33,3% alors qu'il était de 43,3% pour la tige de forme carrée. Cependant l'analyse statistique par le test du X2 d'indépendance n'a pas permis de montrer de différence significative entre ces deux fréquences. Nous pouvons donc conclure que la forme de la tige n'influe pas sur le taux de complications post-opératoires dans notre étude. Nous pouvons également conclure que malgré un affaissement significativement plus important pour les tiges de forme carrée, cela ne semble pas augmenter de manière significative le taux de complications de cette tige. En effet, l'affaissement peut ne pas avoir de répercussion clinique.

Pour les deux formes de tige, les complications majeures sont majoritaires. La luxation reste également la complication la plus fréquente dans les deux groupes, suivi de l'affaissement pour la tige de forme carrée et de l'ostéomyélite pour la forme de tige ronde, avec un taux beaucoup plus élevé que celui que l'on retrouve dans la littérature, comme expliqué dans la partie précédente.

Concernant la répartition des complications selon la forme de la tige, on remarque que l'affaissement n'a été retrouvé que sur des tiges de forme carrées, alors que le descellement septique (ostéomyélite) n'a été retrouvé que sur des formes de tiges rondes. Dans notre étude, malgré un affaissement radiographique non négligeable rencontré sur les tiges de forme ronde, celui-ci n'a donc jamais eu de conséquence clinique, contrairement aux tiges de forme carrée. Cela concorde avec le fait que l'affaissement moyen était significativement plus élevé sur les tiges de forme carrée. De plus, concernant le descellement septique rencontré uniquement sur des tiges de forme ronde, on peut supposer que la présence d'hydroxyapatite sur les tiges de forme carrée permet une meilleure ostéo-intégration, et limite donc potentiellement le risque d'infection.

D. Non cimentées versus cimentées

Il peut être intéressant de comparer les résultats de cette étude avec les quelques résultats que l'on peut trouver dans la littérature vétérinaire à propos des prothèses totales de hanche cimentées Porte Vet. Une étude concernant les tiges cimentées Porte Vet a été réalisée en 2018 au CHUVAC de Lyon, sur 30 cas. (48)

Concernant l'étude clinique de la tige cimentée Porte Vet, une amélioration significative de la boiterie a été observée dans les 12 premières semaines post-opératoires, (48) ce qui a également été observé dans notre étude. Nous n'avons pas de donnée sur le taux de succès de la prothèse cimentée Porte Vet dans cette étude. Une autre étude sur cette prothèse rapporte un taux de réussite de 90%. (14) Ce taux de réussite est plus élevé que celui retrouvé dans notre étude mais notre durée de suivi des cas était également beaucoup plus courte.

Concernant les complications, le taux de complication dans l'étude réalisée sur la tige cimentée s'élevait à 60% avec 56,7% de complications mineures et 3,3% de complications majeures. (48) Le taux de complication était donc bien plus élevé que celui de notre étude, mais de gravité moindre.

E. Limites de l'étude

Une des principales limites de l'étude est le biais d'échantillonnage du au faible nombre de cas (66) et en particulier pour l'étude qui compare les deux formes de tige puisque nous avons deux échantillons de 36 et 30 cas. Dans certains cas, cela ne nous permet pas de conclure à une différence significative, notamment lors des comparaisons de fréquences entre les deux groupes. De plus, tous les individus n'ont pas réalisés le suivi jusqu'à un an post-opératoire, ce qui amène à des diminutions d'effectifs au cours des différents suivis. Certains chiens ont également été exclus de l'étude en raison de l'absence de suivi clinique et/ou radiographique.

Une autre limite concerne la conception rétrospective de cette étude, qui a largement affecté la standardisation du positionnement sur les radiographies et le moment du suivi clinique et radiographique. Cependant, les vues radiographiques étaient standardisées dans les deux centres.

Pour les cas ayant stoppé leur suivi avant 1 an post-opératoire, on a admis que ces cas n'avaient pas présenté de complications par la suite, et nous avons pris en compte le grade de boiterie le plus récent pour juger de la récupération fonctionnelle à terme.

De plus, pour certains cas, et notamment les cas les plus récents, la durée de suivi est courte (moins d'un an). Cela apporte un biais au niveau des pourcentages de récupération fonctionnelle ainsi qu'au niveau du taux de complications, sachant que certaines complications se déclarent sur du plus long terme. Il est aussi possible que certaines tiges aient pu continuer à s'affaisser ou tourner après le contrôle radiographique le plus récent documenté dans cette étude, ce qui apporte un biais sur l'étude radiographique.

On peut également noter que les cas ont été recensés dans deux centres vétérinaires différents, et donc opérés par deux chirurgiens différents.

Pour ce qui est de l'évaluation orthopédique, le grade de boiterie est attribuée de façon subjective, et donc opérateur dépendant, sachant que les suivis des cas ont été réalisés par de multiples opérateurs. Cet examen orthopédique seul nous a permis de juger de la récupération fonctionnelle, sans prendre en compte les avis des propriétaires, que nous aurions pu inclure dans l'étude à l'aide d'un questionnaire.

Concernant l'évaluation radiographique, nous pouvons également citer les limites de la mesure de l'affaissement de la tige à partir des radiographies. En effet, il existe une grande variabilité de la mesure de l'affaissement liée au positionnement du membre observé sur les radiographies. (46) L'évaluation de la rotation de la tige a été faite sans réelle mesure, de façon subjective. On peut aussi suspecter que le positionnement du membre observé sur les radiographies influent sur l'évaluation de la rotation de la tige.

CONCLUSION

Les affections invalidantes de l'articulation de la hanche chez le chien sont fréquemment rencontrées en médecine vétérinaire. Le traitement de première intention est médical et hygiénique. En cas d'échec, le recours à la chirurgie est nécessaire. Si plusieurs options thérapeutiques existent, la prothèse totale de hanche reste, dans de nombreux cas, le traitement de choix. Les premières prothèses totales de hanche réalisées en médecine vétérinaire datent de 1974. Depuis, de nombreuses techniques chirurgicales associées à différents types de prothèses totales de hanche se sont développées. Les deux grands types de prothèses sont, comme en médecine humaine, les prothèses cimentées et les non cimentées.

Cette thèse est une étude rétrospective portant sur 66 cas de prothèses totales de hanche opérés avec deux types de tige impactée, issus du CHUV de VetAgro Sup Lyon et du centre de référés VetRef à Angers.

Le but de l'étude était d'évaluer la récupération fonctionnelle de la hanche opérée, ainsi que l'évolution radiographique et l'apparition de complications au cours des différents suivis. Cette étude a permis de montrer que le grade moyen de boiterie diminuait de façon significative suite à la chirurgie, à partir de 6 semaines post-opératoires, et que le pourcentage de bons ou excellents résultats à terme était satisfaisant. Les complications retrouvées en post-opératoire étaient majoritairement des complications majeures et concernaient un peu plus d'un tiers des cas, ce qui est un peu plus important que les données retrouvées dans les études précédentes. Ceci peut être dû aux biais de cette étude, notamment le biais d'échantillonnage avec un faible nombre d'individus, la durée de suivi des cas qui est relativement courte, et bien sûr le fait que cette étude correspond à la phase de développement de ces implants. Cependant, plus de la moitié des complications rencontrées dans cette étude ont pu être traitées et mener à un bon résultat après reprise chirurgicale. Le taux de succès final, correspondant à une absence de boiterie, était proche de 83%.

Le second objectif était d'étudier la différence entre l'évolution clinique et radiographique, ainsi que le taux de complications, entre deux formes différentes de la tige impactée Porte Vet (ronde et carrée). Aucune différence significative n'était à noter entre la récupération fonctionnelle (taux de succès à terme) et le taux de complications entre les deux groupes. Cependant l'affaissement de la tige, évalué sur les radiographies post-opératoires, était significativement plus important pour les tiges de forme carrée, alors que le pourcentage de cas présentant une rotation de la tige était significativement plus important pour les tiges de forme ronde.

La prothèse totale de hanche est aujourd'hui une procédure de choix dans le traitement des affections coxo-fémorales chez le chien. De plus en plus les prothèses non cimentées se développent au détriment des prothèses cimentées, bien qu'il n'a pas encore été démontré que ces nouvelles techniques entraînaient de meilleurs résultats. Les études actuelles permettent d'identifier les causes d'échec, et de déterminer les implants les plus adaptés dans le but d'améliorer les résultats sur le long terme.

BIBLIOGRAPHIE

1. JOHNSTON, Spencer A. et TOBIAS, Karen M. *Veterinary Surgery: Small Animal, Second Edition*. Second. St. Louis, Missouri : Elsevier, 2018. ISBN 978-0-323-50966-4.
2. ANDERSON, A. Treatment of hip dysplasia. *Journal of Small Animal Practice*. avril 2011. Vol. 52, n° 4, pp. 182-189. DOI 10.1111/j.1748-5827.2011.01049.x.
3. OLMSTEAD, M. L. Canine cemented total hip replacements: state of the art. *The Journal of Small Animal Practice*. septembre 1995. Vol. 36, n° 9, pp.395-399. DOI 10.1111/j.1748-5827.1995.tb02962.x.
4. EVANS, Howard E. et DE LAHUNTA, Alexander. *Miller's Anatomy of the Dog, fourth edition*. Saunders. St. Louis, Missouri : Elsevier, 2013. ISBN 978-1-4377-0812-7.
5. BARONE, Robert. *Anatomie Comparée des mammifères domestiques : Tome 1, Ostéologie*. Paris : Vigot, 2010. ISBN 978-2-7114-9160-5.
6. BARONE, Robert. *Anatomie Comparée des mammifères domestiques : Tome 2, Arthrologie et myologie*. Paris : Vigot, 2000. ISBN 978-2-7114-8186-6.
7. BARONE, Robert. *Anatomie Comparée des mammifères domestiques. Tome 5, Angiologie*. Paris : Vigot, 2011. ISBN 978-2-7114-0418-6.
8. BARONE, Robert et SIMOENS, Paul. *Anatomie Comparée des mammifères domestiques : Tome 7, Neurologie II: système nerveux périphérique, glandes endocrines, esthésiologie*. Paris : Vigot, 2010. ISBN 978-2-7114-0409-4.
9. JOHNSON, Kenneth. Cementless Total Hip Replacement Complications. *Veterinary and Comparative Orthopaedics and Traumatology*. 2015. Vol. 28, n° 01, pp. V-VI. DOI 10.3415/VCOT-14-12-0182.
10. BERGH, M. S., GILLEY, R. S., SHOFER, F. S. et KAPATKIN, A. S. Complications and radiographic findings following cemented total hip replacement: a retrospective evaluation of 97 dogs. *Veterinary and Comparative Orthopaedics and Traumatology: V.C.O.T.* 2006. Vol. 19, n° 3, pp. 172-179. DOI 10.1055/S-0038-1632994.
11. SCHILLER, Teresa D. BioMedtrix Total Hip Replacement Systems: An Overview. *Veterinary Clinics of North America: Small Animal Practice*. 1 juillet 2017. Vol. 47, n° 4, pp. 899-916. DOI 10.1016/j.cvsm.2017.03.005.
12. DENNY, H. R., LINNELL, M., MADDOX, T. W. et COMERFORD, E. J. Canine total hip replacement using a cementless threaded cup and stem: a review of 55 cases. *Journal of Small Animal Practice*. juin 2018. Vol. 59, n° 6, pp. 350-356. DOI 10.1111/jsap.12827.

13. HUMMEL, David. Zurich Cementless Total Hip Replacement. *The Veterinary Clinics of North America. Small Animal Practice*. juillet 2017. Vol. 47, n° 4, pp. 917-934. DOI 10.1016/j.cvsm.2017.02.004.
14. ALLEN, M. J. Advances in total joint replacement in small animals. *Journal of Small Animal Practice*. septembre 2012. Vol. 53, n° 9, pp. 495-506. DOI 10.1111/j.1748-5827.2012.01264.x.
15. VEZZONI, Luca, VEZZONI, Aldo et BOUDRIEU, Randy J. Long-Term Outcome of Zürich Cementless Total Hip Arthroplasty in 439 Cases: Long-Term Outcome of Zürich Total Hip Arthroplasty. *Veterinary Surgery*. novembre 2015. Vol. 44, n° 8, pp. 921-929. DOI 10.1111/vsu.12371.
16. FORSTER, Kate E., WILLS, Andrew, TORRINGTON, Andrew M., MOORES, Andy P., THOMSON, David, ARTHURS, Gareth, BROWN, Gordon, DENNY, Hamish R., SCOTT, Harry W., MACQUEEN, Ian, DUNNE, James, ONYETT, Jeremy, WALKER, John D., PRIOR, John, OWEN, Martin R., BURTON, Neil, WHITELOCK, Richard, GIRLING, Sarah, MORRISON, Shane, GILBERT, Simon, LANGLEY-HOBBS, Sorrel J., GEMMILL, Toby J. et INNES, John F. Complications and Owner Assessment of Canine Total Hip Replacement: A Multicenter Internet Based Survey: BVOA Canine Hip Registry. *Veterinary Surgery*. juillet 2012. Vol. 41, n° 5, pp. 545-550. DOI 10.1111/j.1532-950X.2012.01015.x.
17. HENDERSON, Elisabeth R., WILLS, Andrew, TORRINGTON, Andrew M., MOORES, Andy P., THOMSON, David, ARTHURS, Gareth, BROWN, Gordon, DENNY, Hamish R., SCOTT, Harry W., MACQUEEN, Ian, DUNNE, James, ONYETT, Jeremy, WALKER, John D., PRIOR, John, OWEN, Martin R., BURTON, Neil, WHITELOCK, Richard, GIRLING, Sarah, MORRISON, Shane, GILBERT, Simon, LANGLEY-HOBBS, Sorrel J., GEMMILL, Toby J., STÖRK, Christoph K., BRIGHT, Steve, COMERFORD, Eithne, PETTITT, Rob, MACDONALD, Nick et INNES, John F. Evaluation of variables influencing success and complication rates in canine total hip replacement: results from the British Veterinary Orthopaedic Association Canine Hip Registry (collation of data: 2010-2012). *Veterinary Record*. juillet 2017. Vol. 181, n° 1, pp. 18-25. DOI 10.1136/vr.104036.
18. HUMMEL, D. W., LANZ, O. I. et WERRE, S. R. Complications of cementless total hip replacement: A retrospective study of 163 cases. *Veterinary and Comparative Orthopaedics and Traumatology*. 2010. Vol. 23, n° 06, pp. 424-432. DOI 10.3415/VCOT-09-07-0071.
19. FITZPATRICK, Noel, LAW, Andy Y., BIELECKI, Malgorzata et GIRLING, Sarah. Cementless Total Hip Replacement in 20 Juveniles Using BFXTM Arthroplasty: Cementless Hip Replacement Juvenile Dogs. *Veterinary Surgery*. juin 2014. pp. n/a-n/a. DOI 10.1111/j.1532-950X.2014.12214.x.
20. KIDD, Scott, PRESTON, Christopher et MOORE, George. Complications of porous-coated press-fit cementless total hip replacement in dogs. *Veterinary and Comparative Orthopaedics and Traumatology*. septembre 2016. Vol. 29, n° 05, pp. 402-408. DOI 10.3415/VCOT-15-07-0116.

21. AGNELLO, K. A., BROWN, Cimin, AOKI, K., FRANKLIN, S. et HAYASHI, K. Risk factors for loosening of cementless threaded femoral implants in canine total hip arthroplasty. *Veterinary and Comparative Orthopaedics and Traumatology*. 2015. Vol. 28, n° 01, pp. 48-53. DOI 10.3415/VCOT-14-02-0027.
22. RASHMIR-RAVEN, Ann M., DEYOUNG, David J., ABRAMS, Charles F., ABERMAN, Harold A. et RICHARDSON, Daniel C. Subsidence of an Uncemented Canine Femoral Stem. *Veterinary Surgery*. 10 septembre 1992. Vol. 21, n° 5, pp. 327-331. DOI 10.1111/j.1532-950X.1992.tb01705.x.
23. GANZ, Seth Mathus, JACKSON, Joshua et VANENKEVORT, Bruce. Risk Factors for Femoral Fracture after Canine Press-Fit Cementless Total Hip Arthroplasty: Press-Fit Cementless Total Hip Arthroplasty. *Veterinary Surgery*. avril 2010. pp. no-no. DOI 10.1111/j.1532-950X.2010.00694.x.
24. GUERRERO, Tomás G. et MONTAVON, Pierre M. Zurich Cementless Total Hip Replacement: Retrospective Evaluation of 2nd Generation Implants in 60 Dogs. *Veterinary Surgery*. janvier 2009. Vol. 38, n° 1, pp. 70-80. DOI 10.1111/j.1532-950X.2008.00466.x.
25. HARPER, Tisha A. M. INNOPLANT Total Hip Replacement System. *The Veterinary Clinics of North America. Small Animal Practice*. juillet 2017. Vol. 47, n° 4, pp. 935-944. DOI 10.1016/j.cvsm.2017.03.003.
26. SKURLA, C. P., PLUHAR, G. E., FRANKEL, D. J., EGGER, E. L. et JAMES, S. P. Assessing the dog as a model for human total hip replacement: analysis of 38 canine cemented femoral components retrieved at post-mortem. *The Journal of Bone and Joint Surgery. British volume*. janvier 2005. Vol. 87-B, n° 1, pp. 120-127. DOI 10.1302/0301-620X.87B1.14678.
27. IREIFEJ, Shadi, MARINO, Dominic J., LOUGHIN, Catherine A., LESSER, Martin L. et AKERMAN, Meredith. Risk Factors and Clinical Relevance of Positive Intraoperative Bacterial Cultures in Dogs with Total Hip Replacement: Positive Intraoperative Bacterial Cultures in Dogs with Total Hip Replacement. *Veterinary Surgery*. janvier 2012. Vol. 41, n° 1, pp. 63-68. DOI 10.1111/j.1532-950X.2011.00934.x.
28. SKURLA, Carolyn T., EGGER, Erick L., SCHWARZ, Peter D. et JAMES, Susan P. Owner assessment of the outcome of total hip arthroplasty in dogs. *Journal of the American Veterinary Medical Association*. octobre 2000. Vol. 217, n° 7, pp. 1010-1012. DOI 10.2460/javma.2000.217.1010.
29. DYCE, Jonathan, WISNER, Erik R., WANG, Qiang et OLMSTEAD, Marvin L. Evaluation of risk factors for luxation after total hip replacement in dogs. *Veterinary Surgery*. décembre 2000. Vol. 29, n° 6, pp. 524-532. DOI 10.1053/jvet.2000.17858.
30. NELSON, Laura L., DYCE, Jonathan et SHOTT, Susan. Risk Factors for Ventral Luxation in Canine Total Hip Replacement. *Veterinary Surgery*. octobre 2007. Vol. 36, n° 7, pp. 644-653. DOI 10.1111/j.1532-950X.2007.00316.x.

31. LISKA, William D. Femur Fractures Associated with Canine Total Hip Replacement. *Veterinary Surgery*. mars 2004. Vol. 33, n° 2, pp. 164-172. DOI 10.1111/j.1532-950X.2004.04024.x.
32. DENNY, H. R., LINNELL, M., MADDOX, T. W. et COMERFORD, E. J. Canine total hip replacement using a cementless threaded cup and stem: a review of 55 cases. *The Journal of Small Animal Practice*. juin 2018. Vol. 59, n° 6, pp. 350-356. DOI 10.1111/jsap.12827.
33. PALMISANO, Matthew P., DYCE, Jonathan et OLMSTEAD, Marvin L. Extraosseous cement granuloma associated with total hip replacement in 6 dogs. *Veterinary Surgery*. février 2003. Vol. 32, n° 1, pp. 80-90. DOI 10.1053/jvet.2003.50012.
34. FICKLIN, Michael, KOWALESKI, Michael, KUNKEL, Kevin et SUBER, Jonathan. One-stage revision of an infected cementless total hip replacement. *Veterinary and Comparative Orthopaedics and Traumatology*. novembre 2016. Vol. 29, n° 06, pp. 541-546. DOI 10.3415/VCOT-16-01-0004.
35. GIRLING, S. L. et INNES, J. F. Infection of a total hip prosthesis in a dog caused by *Achromobacter (Alcaligenes) xylosoxidans*. *Journal of Small Animal Practice*. décembre 2006. Vol. 47, n° 12, pp. 747-750. DOI 10.1111/j.1748-5827.2006.00142.x.
36. LEE, Karla C.L. et KAPATKIN, Amy S. Positive Intraoperative Cultures and Canine Total Hip Replacement: Risk Factors, Periprosthetic Infection, and Surgical Success. *Journal of the American Animal Hospital Association*. 1 mai 2002. Vol. 38, n° 3, pp. 271-278. DOI 10.5326/0380271.
37. PETTY, W., SPANIER, S. et SHUSTER, J. J. Prevention of infection after total joint replacement. Experiments with a canine model. *The Journal of Bone and Joint Surgery. American Volume*. avril 1988. Vol. 70, n° 4, pp. 536-539.
38. ANDREWS, Chad M., LISKA, William D. et ROBERTS, Darryl J. Sciatic Neurapraxia As a Complication in 1000 Consecutive Canine Total Hip Replacements. *Veterinary Surgery*. avril 2008. Vol. 37, n° 3, pp. 254-262. DOI 10.1111/j.1532-950X.2008.00374.x.
39. SEBESTYEN, Peter, MARCELLIN-LITTLE, Denis J. et DEYOUNG, Bonnie A. Femoral medullary infarction secondary to canine total hip arthroplasty. *Veterinary Surgery*. juin 2000. Vol. 29, n° 3, pp. 227-236. DOI 10.1053/jvet.2000.4391.
40. LISKA, William D. et POTEET, Brian A. Pulmonary embolism associated with canine total hip replacement. *Veterinary Surgery*. avril 2003. Vol. 32, n° 2, pp. 178-186. DOI 10.1053/jvet.2003.50016.
41. PORTE VET. Porte Vet, Implants & Instruments. [en ligne]. Disponible à l'adresse : <http://www.portevet.fr/fr/>
42. BAUSMAN, Jerrold A. et WENDELBURG, Kirk L. Femoral Prosthesis Version Angle Calculation from a Sagittal Plane Radiographic Projection of the Femur: Femoral Prosthesis Version Angle Calculation. *Veterinary Surgery*. mai 2013. Vol. 42, n° 4, pp. 398-405.

DOI 10.1111/j.1532-950X.2012.01078.x.

43. DEYOUNG, David J. et SCHILLER, Richard A. Radiographic Criteria for Evaluation of Uncemented Total Hip Replacement in Dogs. *Veterinary Surgery*. mars 1992. Vol. 21, n° 2, pp. 88-98. DOI 10.1111/j.1532-950X.1992.tb00021.x.
44. MITCHELL, Megan M., HUDSON, Caleb C. et BEALE, Brian S. Comparison of femoral stem subsidence between three types of press-fit cementless total hip replacement in dogs. *Veterinary Surgery*. mai 2020. Vol. 49, n° 4, pp. 787-793. DOI 10.1111/vsu.13391.
45. IWATA, D., BROUN, H. C., BLACK, A. P., PRESTON, C. A. et ANDERSON, G. I. Total hip arthroplasty outcomes assessment using functional and radiographic scores to compare canine systems. *Veterinary and Comparative Orthopaedics and Traumatology: V.C.O.T.* 2008. Vol. 21, n° 3, pp. 221-230.
46. KORANI, H. M., MARCELLIN-LITTLE, D. J. et ROE, S. C. Variability associated with assessing changes in position of a canine uncemented femoral stem prosthesis. *Veterinary and Comparative Orthopaedics and Traumatology*. 2015. Vol. 28, n° 06, pp. 409-416. DOI 10.3415/VCOT-15-03-0044.
47. MITCHELL, Megan M., HUDSON, Caleb C. et BEALE, Brian S. Comparison of femoral stem subsidence between three types of press-fit cementless total hip replacement in dogs. *Veterinary Surgery*. mai 2020. Vol. 49, n° 4, pp. 787-793. DOI 10.1111/vsu.13391.
48. MEGALOPHONOS, G. (2018). *Les prothèses totales de hanches chez le chien, étude rétrospective au CHUVAC de VetAgro Sup sur 30 cas*. Thèse de doctorat vétérinaire. Lyon : Université Claude Bernard, 108 p.

ÉVALUATION CLINIQUE ET RADIOGRAPHIQUE DE DEUX TYPES DE TIGES FÉMORALES NON CIMENTÉES LORS DE PROTHÈSE TOTALE DE HANCHE CHEZ LE CHIEN. ÉTUDE RÉTROSPECTIVE DANS DEUX CENTRES HOSPITALIERS VÉTÉRINAIRES À PROPOS DE 66 CAS.

Auteur

HAUDIQUET Héloïse

Résumé

Cette thèse porte sur les prothèses totales de hanche chez le chien, et en particulier les prothèses non cimentées. Dans un nombre non négligeable de cas, la prothèse totale de hanche est le traitement de choix dans les affections invalidantes de l'articulation de la hanche chez le chien, fréquemment rencontrées en médecine vétérinaire. L'objectif de cette thèse était d'étudier en particulier une tige impactée et de comparer deux formes de cette tige : une à section ronde et une à section carrée.

Une première partie porte sur une étude bibliographique des prothèses totales de hanche canines, avec notamment un rappel sur l'anatomie de la hanche canine, et le détail des différents types de prothèses existant chez le chien.

La seconde partie est une étude rétrospective portant sur 66 cas de prothèses totales de hanche opérées avec deux types de tige impactée (ronde et carrée). Ces cas sont issus de deux centres, le CHUV de VetAgro Sup Lyon et le centre de référés VetRef. Cette étude a permis d'évaluer la récupération fonctionnelle de la hanche opérée, l'évolution radiographique et l'apparition de complications au cours des différents suivis. Le grade moyen de boiterie a diminué de façon significative suite à la chirurgie à partir de 6 semaines post-opératoires. Les complications ont concernés un tiers des cas, et étaient principalement des complications majeures. Plus de la moitié des complications ont été traitées et ont menées à un bon résultat après la reprise chirurgicale. Le taux de succès final était de 83%. La seule différence entre les deux formes de tige était au niveau des complications radiographiques. L'affaissement était significativement plus important pour les tiges carrées, tandis que la rotation était significativement plus importante pour les tiges rondes.

Mots-clés

Prothèse de hanche, chien, dysplasie.

Jury

Président du jury	:	Pr. LUSTIG Sébastien
Directeur de thèse	:	Dr. CACHON Thibaut
Second assesseur	:	Pr. VIGUIER Eric
Membre invité	:	Dr. HAUDIQUET Philippe