

Université de Montréal

**Évaluation biomécanique de la locomotion à la suite
d'une arthroplastie de la hanche**

par

Vicky Bouffard

Département de kinésiologie

Thèse présentée à la Faculté des études supérieures
en vue de l'obtention du grade de PhD.
en Sciences de l'activité physique

Avril, 2012

©Vicky Bouffard, 2011

Université de Montréal
Faculté des études supérieures et postdoctorales

Cette thèse intitulée :

Évaluation biomécanique de la locomotion à la suite d'une arthroplastie de la hanche

Présentée par :
Vicky Bouffard

a été évaluée par un jury composé des personnes suivantes :

Jean-Marc Lavoie, président-rapporteur
François Prince, directeur de recherche
Martin Lavigne, co-directeur
Mickael Begon, membre du jury
Nicola Hagemester, examinatrice externe
Dorothy Barthelemy, représentante du doyen

-Résumé-

Depuis les dernières années, la prévalence de personnes souffrant de dégénérescence des cartilages articulaires, communément appelée ostéoarthrite (OA), ne cesse d'augmenter. Les douleurs articulaires et les raideurs musculaires associées à cette pathologie mènent à des limitations des capacités fonctionnelles, à une perte de mobilité et d'autonomie affectant grandement la qualité de vie de ces personnes. Afin de soulager les personnes souffrant de cette pathologie, l'arthroplastie de la hanche est une procédure chirurgicale fréquemment utilisée. À la suite de cette chirurgie, une amélioration de la qualité de vie et une reprise des capacités fonctionnelles sont souvent observées. Cependant, comparativement à des sujets sains, la vitesse de marche est diminuée, une faiblesse des muscles abducteurs de la hanche est constatée et des mouvements compensatoires au niveau du tronc sont persistants. L'objectif de cette thèse est d'évaluer le patron locomoteur chez des patients qui subiront une arthroplastie de la hanche. Plus spécifiquement, les adaptations locomotrices pré et post-opératoires seront quantifiées dans le but d'apporter des modifications aux programmes de réhabilitation pour ainsi favoriser un patron locomoteur sans déficit.

Afin de répondre à cet objectif, trois études distinctes ont été effectuées. Dans le cadre de la première étude, l'impact de l'implantation d'une prothèse totale de la hanche avec une tête fémorale de large diamètre et une prothèse de resurfaçage a été évalué par rapport aux sujets sains lors de la locomotion. Au cours de

cette étude, le contrôle du tronc a été analysé en utilisant la distance entre le centre de masse corporel et le centre articulaire de la hanche opérée. Suite aux résultats obtenus, aucune différence majeure n'existe entre les deux types de prothèses en ce qui a trait au contrôle du tronc et ce, à un an post-opératoire.

Lors de la deuxième étude, la symétrie des paramètres biomécaniques des membres inférieurs lors de la locomotion chez des patients ayant bénéficié de l'implantation d'une prothèse de la hanche a été caractérisée suite à un programme d'exercices péri-opératoires (pré et post-opératoire). Lors de cette étude, le programme d'exercices péri-opératoires était complémentaire au protocole de réadaptation du centre hospitalier. D'après les résultats obtenus lors de cette étude exploratoire, ce programme d'exercices péri-opératoires semble permettre d'améliorer la symétrie de la puissance et du travail musculaire au niveau de la hanche, du genou et de la cheville favorisant ainsi un patron de marche avec de minimales compensations.

Finalement, dans le cadre de la troisième étude, l'approche prédictive et l'approche fonctionnelle, utilisées pour localiser le centre articulaire de la hanche, ont été comparées aux mesures radiographiques, chez des patients à la suite d'un remplacement articulaire de la hanche. À la suite de cette étude, les résultats démontrent que l'utilisation de l'approche fonctionnelle est plus appropriée chez des patients ayant bénéficié d'une arthroplastie de la hanche. En effet, cette approche individualisée est plus précise ce qui, par conséquent, permettra

d'obtenir des résultats de plus grande qualité lors d'analyses biomécaniques de la locomotion.

Mots clés: arthroplastie de la hanche, prothèse totale de la hanche, resurfaçage locomotion, entraînement péri-opératoire, centre articulaire de la hanche

-ABSTRACT-

In recent years, the prevalence of people suffering from joint cartilage degeneration, called osteoarthritis (OA), still increases. The joint pain and muscle stiffness related to this pathology have an impact on patients' quality of life by limiting their functional capacities, mobility and autonomy. In order to relieve these patients, hip arthroplasty is a frequently used surgical procedure. Even if there is an improvement in quality of life and a restoration of functional capacities in these patients, some impairment seem to persist during the post-operative period. The walking velocity is slower when compared to healthy subjects, a hip abductor muscle weakness is observed and trunk compensations lasted during the post-operative period. The aim of this thesis is to evaluate patients undergoing hip arthroplasty during locomotion. More specifically, gait pattern adaptations will be quantified pre and post-operatively to revise rehabilitation programs in order to promote a healthy gait pattern.

Three separate studies were conducted to meet this objective. The first study compared the effect of a large femoral head hip prosthesis and a hip resurfacing prosthesis to healthy subjects. During this study, the trunk control was analyzed using the distance between the body

center of mass and the hip prosthetic joint center. The results obtained show no major difference between the two types of prosthesis and the healthy control one year post-operatively.

During the second study, biomechanics parameter symmetry of the lower limb of gait pattern in patients undergoing hip arthroplasty was characterized following a peri-operative (pre and post-operatively) exercise program. The exercise program was complementary to the medical center standard rehabilitation program. Based on the results of this exploratory study, the peri-operative exercise program seems to improve the symmetry of the muscular power and work of the hip, knee and ankle which promote a healthy gait pattern without compensations.

Finally, for the third study, the predictive and the functional approaches, used to locate the hip joint center, were compared to radiographic measurements in patients undergoing hip arthroplasty. The results of this study demonstrated that the functional approach was more appropriate for these patients. This individualized approach is more accurate which leads to quality improvement during biomechanical analysis of gait pattern.

Key words: hip arthroplasty, total hip arthroplasty, hip resurfacing, locomotion, peri-operative exercise program, hip joint center.

TABLE DES MATIÈRES-

-RÉSUMÉ-.....	<i>i</i>
-ABSTRACT-.....	<i>iv</i>
-LISTE DES TABLEAUX-.....	<i>xii</i>
-LISTE DES FIGURES-.....	<i>xiv</i>
-LISTE DES ABRÉVIATIONS-.....	<i>xvii</i>
-REMERCIEMENTS-.....	<i>xx</i>
-INTRODUCTION-.....	<i>1</i>
-CHAPITRE 1-	<i>5</i>
1 L'ostéoartrite	<i>5</i>
1.1 Anatomie et fonction de la hanche.....	<i>8</i>
1.2 Chirurgie de remplacement.....	<i>10</i>
1.2.1 Types de prothèses de hanche.....	<i>12</i>
-CHAPITRE 2-.....	<i>14</i>
2 L'analyse biomécanique de la marche	<i>14</i>
2.1 L'ostéoarthrite et la marche.....	<i>14</i>
2.1.1 Les capacités fonctionnelles.....	<i>14</i>
2.1.2 Les paramètres spatio-temporels.....	<i>16</i>
2.1.3 Les paramètres cinématiques.....	<i>18</i>
2.1.4 Les paramètres cinétiques.....	<i>20</i>
2.2 L'arthroplastie de la hanche et la locomotion.....	<i>22</i>
2.2.1 Les capacités fonctionnelles	<i>22</i>
2.2.2 Les paramètres spatio-temporels	<i>23</i>
2.2.3 Les paramètres cinématiques.....	<i>24</i>

2.2.4 Les paramètres cinétiques	26
<i>-CHAPITRE 3-</i>	29
3 L'entraînement pré, post et péri-opératoire	29
3.1 Programme de réadaptation standard (physiothérapie).....	30
3.1.1 Contre-indications	31
3.2 L'entraînement pré-opératoire	32
3.3 L'entraînement post-opératoire.....	34
3.4 L'entraînement péri-opératoire.....	37
<i>-CHAPITRE 4-</i>	39
4 Le centre articulaire de la hanche	39
4.1 Les paramètres orthopédiques.....	40
4.2 L'approche prédictive.....	43
4.3 L'approche fonctionnelle.....	45
<i>-CHAPITRE 5-</i>	48
5 Problématique et objectifs	48
5.1 Problématique.....	48
5.2 Objectifs généraux et spécifiques	49
<i>-CHAPITRE 6-</i>	51
6 Méthodologie générale	51
6.1 Les patients.....	51
6.2 Les critères d'inclusion et d'exclusion.....	51
6.3 Les sujets contrôles.....	52
6.4 Intervention chirurgicale.....	53
6.4.1 Les analyses radiographiques.....	54
6.5 Protocole de réadaptation standardisé.....	55

6.6	Programme d'exercices spécifiques péri-opératoire.....	55
6.7	Évaluation de la locomotion, de la force musculaire et du centre articulaire de la hanche	56
6.7.1	Instrumentation.....	56
6.7.2	Locomotion (<i>études 1 et 2</i>).....	56
6.7.3	Force musculaire (<i>études 1 et 2</i>).....	57
6.7.4	Centre articulaire de la hanche (<i>étude 3</i>).....	58
6.7.5	Les variables.....	59
6.7.6	Statistiques.....	61
 <i>-CHAPITRE 7-</i>		63
7	Article 1:Center of mass compensation during gait in hip arthroplasty patients: Comparison between large diameter femoral head.....	63
7.1	Introduction.....	66
7.2	Material and methods.....	69
7.3	Results.....	75
7.4	Discussion	82
7.5	Conclusion.....	89
7.6	Acknowledgements.....	90
 <i>-CHAPITRE 8-</i>		91
8	Article 2: Peri-operative exercise training for hip arthroplasty:The effect on locomotion.....	91
8.1	Introduction.....	94
8.2	Methods.....	95
8.3	Results.....	101
8.4	Discussion.....	110
8.5	Conclusion.....	115

8.6	Acknowledgements.....	116
	<i>-CHAPITRE 9-</i>	117
9	Article 3: Hip joint center localisation: An orthopaedic application to hip arthroplasty population	117
9.1	Introduction.....	120
9.2	Material and methods.....	122
9.3	Results.....	127
9.4	Discussion	129
9.5	Conclusion.....	133
9.6	Acknowledgements.....	133
	<i>-CHAPITRE10-</i>	134
10	Discussion générale	134
10.1	Évaluation de la position du centre de masse.....	135
10.2	L'entraînement péri-opératoire.....	140
10.3	Détermination du centre articulaire de la hanche.....	146
10.4	Retombées de la thèse.....	148
	<i>-CHAPITRE 11-</i>	150
11	Conclusion.....	150
	<i>-BIBLIOGRAPHIE-</i>	152
	<i>-ANNEXES-</i>	164
	Annexe 1 Programme de réadaptation standard de l'hôpital Maisonneuve-Rosemont.....	165
	Annexe 2 Programme d'entraînement pré-opératoire.....	176
	Annexe 3 Programme d'entraînement post-opératoire.....	178

Annexe 4 Modèle <i>Plug-in-Gait</i> de Vicon.....	183
Annexe 5 Paramètres biomécaniques.....	185

-LISTE DES TABLEAUX-

Tableau 1: Tableau résumé des mouvements et de l'amplitude de mouvement permis à la hanche ainsi que des principaux muscles agissant à cette articulation. Données provenant de l'American Academy of Orthopaedic Surgery, 2000.....	9
Tableau 2: Tableau synthèse des avantages et inconvénients des approches chirurgicales fréquemment utilisées	11
Tableau 3: Les aptitudes aérobies et musculo-squelettiques, les méthodes d'entraînement et les analyses biomécaniques utilisées pour déterminer les effets d'un programme de réadaptation post-opératoire suivant une arthroplastie de la hanche	35
Tableau 4: Les principaux résultats suite à une erreur de localisation du centre articulaire de la hanche (CAH)	47
Tableau 5: Résumé des trois études de ce projet doctoral.....	62
Table 6: Mean (SD) of the sociodemographic data for the large diameter head total hip arthroplasty (LDH-THA), hip resurfacing (HR) and healthy controls subjects	75
Table 7: Mean (SD) of the spacio-temporal data for the large diameter head total hip arthroplasty (LDH-THA), hip resurfacing (HR) and healthy controls subjects	76

Table 8: Correlations between the ratio of the hip prosthetic joint center and center of mass (RHPJC-COM) and the force ratio in the frontal plane	81
Table 9: Correlations between the coefficient of variation of the hip prosthetic joint center and the center of mass (CVHPJC-COM) and the force ratio in the sagittal plane	81
Table 10: Patients' sociodemographic data pre- and post-operatively	96
Table 11: Patients' spatio-temporal parameters pre- and post-operatively	102
Table 12: Ground reaction force (SD) in the vertical (FZ) and antero-posterior (AP) direction pre- and post-operatively	112
Table 13: Peak power (SD) for the hip, knee and ankle	107
Table 14: Work (SD) for the hip, knee and ankle	108

-LISTE DES FIGURES-

Figure 1: Hanche atteinte par l'ostéoarthrite	7
Figure 2: L'articulation coxo-fémorale une articulation sphéroïde	9
Figure 3: Les différents types de prothèse de hanche a) prothèse totale de hanche (PTH), b) prothèse de type resurfaçage (RES) et c) prothèse totale de hanche avec grande tête fémorale (PTH-GT)	13
Figure 4: Mesures radiographiques a) offset fémoral b) inégalité de la longueur de jambe c) centre de rotation horizontal d) centre de rotation vertical	42
Figure 5: Protheses evaluation in this study a) Total hip arthroplasty (THA), b) Hip resurfacing (HR) and c) Large diameter femoral head total hip arthroplasty (LDH-THA)	67
Figure 6: Radiographic measurement a) Horizontal center of rotation (H_{COR}) b) Vertical center of rotation (V_{COR}) c) Femoral offset (F_{OFFSET}) d) Leg length (LL)	71
Figure 7: Illustration for the ratio of the hip prosthetic joint center and the center of mass ($R_{HPJC-COM}$) in the frontal plane	73
Figure 8: Vertical ground reaction forces during normal gait. Heel contact (HC), Maximal weight acceptance (MWA), Mid stance (MS), Push off (PO), Toe off (TO)	73
Figure 9: Mean ratios of the hip prosthetic hip joint center and the center of mass ($R_{HPJC-COM}$) in the frontal plane	

for large diameter head total hip arthroplasty (LDH-THA), hip resurfacing (HR) and healthy controls at five instants of the gait cycle77

Figure 10: Mean coefficients of variation of the hip prosthetic joint center and the center of mass ($CV_{HPJC-COM}$) in the frontal plane for large diameter head total hip arthroplasty (LDH-THA), hip resurfacing (HR) and healthy controls at five instants of the gait cycle78

Figure 11: Mean ratios of the hip prosthetic joint center and the center of mass ($R_{HPJC-COM}$) in the sagittal plane for large diameter head total hip arthroplasty (LDH-THA), hip resurfacing (HR) and healthy controls at five instants of the gait cycle79

Figure 12: Mean coefficients of variation of the hip prosthetic joint center and the center of mass ($CV_{HPJC-COM}$) in the sagittal plane for large diameter head total hip arthroplasty (LDH-THA), hip resurfacing (HR) and healthy controls at five instants of the gait cycle80

Figure 13: Patients' WOMAC scores pre and post-operatively 102

Figure 14: Patients' hip muscles strength pre and post-operatively 103

Figure 15: Patients' hip muscles strength ratio pre and post-operatively 104

Figure 16: Patient's ground reaction force ratio in the vertical (FZ) and antero-posterior (AP) direction pre and post-operatively	105
Figure 17: Patients' peak power ratio pre and post-operatively	109
Figure 18: Patients' work ratio pre and post-operatively	109
Figure 19: The distance between the hip joint center and the mild pelvis (HJC _D)	124
Figure 20: The Star arc movement. The Star arc movement is starting with a hip flexion, following by three hip abduction, a hip extension and finishing by a hip circumduction	125
Figure 21: A local system of coordinates (SoC) was defined for the pelvis to correspond to the radiographic plane	126
Figure 22: The mean distance between the hip joint center and the mild pelvis (HJC _D) for the three groups, for the operated and non-operated leg	128
Figure 23: The mean of the hip joint center localisation error (HJC _{LE}) for the functional and predictive methods, for the operated and non-operated leg.....	129

-LISTE DES ABRÉVIATIONS-

3D	Tridimensionnelle
A1	Absorption d'énergie par les muscles fléchisseurs plantaires
A2	Génération d'énergie par les muscles fléchisseurs du genou
ANOVA	Analyse de variance
CAH	Centre articulaire de la hanche (HJC)
CMP	Chargement maximal du poids (MWA)
COM	Center of mass
CT	Contact talon (HC)
$CV_{\text{HPJC-COM}}$	Coefficient of variation
DO	Décollements des orteils (TO)
FAP1	Force de réaction antéro-postérieure lors du freinage
FAP2	Force de réaction antéro-postérieure lors de la poussée des orteils
F_{OFFSET}	Femoral offset
FR_{ABD}	Force ratio of the hip abductor muscles
FR_{ADD}	Force ratio of the hip adductor muscles
FR_{FLEX}	Force ratio of the hip flexor muscles
FZ1	Force de réaction verticale lors du chargement maximal du poids
FZ2	Force de réaction verticale lors de la poussée des orteils
H1	Génération d'énergie par les muscles extenseurs de la hanche
H2	Absorption d'énergie par les muscles fléchisseurs de la hanche
H3	Génération d'énergie par les muscles extenseurs de la hanche
H_{COR}	Horizontal center of rotation

HJC _D	The distance between the hip joint center and the mid pelvis
HJC _{LE}	Hip joint center localisation error
HPJC	Hip prosthetic joint center
K1	Absorption d'énergie par les muscles extenseurs du genou
K2	Génération d'énergie par les muscles extenseurs du genou
K3	Absorption d'énergie par les muscles extenseurs du genou
K4	Absorption d'énergie par les muscles fléchisseurs du genou
LL	Leg length
NO	Non operated leg
O	Operated leg
OA	Ostéoarthrite
PO	Poussée des orteils (PO)
PTH	Prothèse totale de hanche (THA)
PTH-GT	Prothèse totale de hanche avec tête fémorale de large diamètre (THA-GT)
RES	Resurfaçage (HR)
R _{HPJC-COM}	Ratio HPJC/COM
SF-36	Study 36 items Short Form
SS	Simple support (MS)
V _{COR}	Vertical center of rotation
WOMAC	Western Ontario and McMacter Osteoarthritis Index

La vie est intense par sa fragilité

(André Baechler)

Je t'aime grand-papa

-REMERCIEMENTS-

Plus on avance moins on n'y croit... mais finalement voici l'aboutissement d'un travail qui s'est échelonné sur quelques années et qui n'aurait pas été possible sans l'aide et le support de plusieurs personnes importantes.

Merci Francois d'avoir accepté d'être mon directeur de recherche. Merci d'avoir cru en moi lorsque moi-même je doutais de mes compétences. Merci de m'avoir donné des occasions qui m'ont permis de toujours aller plus loin, de me surpasser. Merci d'avoir pris le temps de me transmettre ta passion, tes expériences, tes connaissances; ce savoir est inestimable. Sincèrement, merci pour tout.

Merci au Dr Martin Lavigne, mon co-directeur de recherche, ainsi qu'à son collègue Dr Pascal-André Vendittoli pour leur apport intellectuel ainsi que pour cette collaboration qui m'a permis de découvrir le merveilleux monde de la chirurgie orthopédique.

Merci Annick pour cette collaboration. En plus d'un partage de connaissances, de quelques allers-retours Montréal/Trois-Rivières et de fous rires, une amitié est née. Au plaisir de retravailler avec toi.

Merci Marc d'avoir pris le temps de me transmettre tes connaissances et de m'initier au monde de la recherche.

Merci Mickael pour toutes les discussions, que ce soit sur la biomécanique ou non, dans un laboratoire, en route vers un congrès ou aux petits poissons des chenaux, ton aide a été grandement appréciée.

Merci à ma famille, plus particulièrement à mes parents et à ma petite sœur pour leurs encouragements et leur soutien inconditionnel tout au long de mon parcours. Je vous serai toujours reconnaissante... Je vous aime.

Merci Denis de m'avoir accompagné durant le dernier sprint final... Sans toi je n'y serais pas arrivée.

Merci aux filles, Caro, Gen L-M, Marie-Eve, Mel B, Gen B et Cin de m'avoir permis de garder un semblant de vie sociale en dehors de l'université. Que ce soit sur un terrain de frisbee, autour d'un chocolat chaud ou au chalet, j'ai réussi à décrocher un peu lors de chaque moment passé en votre compagnie. Merci d'avoir enduré mes

horaires de fou sans jamais rien dire; Je suis extrêmement chanceuse
d'avoir des amies comme vous 😊.

-INTRODUCTION-

Depuis plus d'un siècle, l'ostéoarthrite est omniprésente dans la société étant devenue aujourd'hui la maladie articulaire la plus répandue dans le monde¹. Malgré plusieurs avancées technologiques, à ce jour, aucun traitement ne permet de guérir les symptômes liés à cette pathologie. Par contre, plusieurs alternatives permettant d'améliorer la qualité de vie des personnes qui en sont atteintes ont été développées comme par exemple le remplacement articulaire. Au cours de ce travail doctoral, le remplacement articulaire de la hanche sera la modalité thérapeutique choisie.

Au fil des années, les techniques utilisées afin de soulager les personnes souffrant d'ostéoarthrite ont grandement évolué pour donner naissance, au cours des années 1900, à l'arthroplastie de la hanche. Cette procédure chirurgicale a pour but de remplacer l'articulation de la hanche par un implant prothétique. L'implantation d'une hanche artificielle est donc devenue plus répandue vers les années 1930 et depuis ce jour, plusieurs tentatives ont été effectuées afin d'optimiser les composantes structurales de la prothèse (céramique, ivoire, cobalt, chrome, polyéthylène, etc.) ainsi que le design (prothèse totale de hanche et prothèse de type resurfaçage) de celle-ci². L'arthroplastie de la hanche a connu une effervescence majeure suite aux travaux de Sir John Charnley (1911-1992). En effet, en plus d'avoir eu un impact sur l'approche opératoire et de son enseignement, sa plus importante contribution a été liée à l'introduction d'un

couplage de métaux et de plastique, plus précisément celui du métal et du polyéthylène, afin de réduire le coefficient de friction de la prothèse de hanche et d'augmenter ainsi sa durabilité. Les résultats à long terme associés à l'implantation de la prothèse de Charnley se sont avérés si impressionnants qu'en 1991, des gens du domaine orthopédique ont suggéré que cette intervention soit nommée la chirurgie orthopédique du siècle³. Malgré des progrès incontestables durant les dernières années, la communauté orthopédique fait face aujourd'hui à de nouveaux défis. L'arthroplastie de la hanche doit fournir un système fiable, techniquement reproductible, tout en permettant une restauration des capacités fonctionnelles chez une clientèle beaucoup plus jeune et active qu'auparavant².

Afin d'évaluer les bienfaits de cette intervention chirurgicale, l'analyse biomécanique de la locomotion est employée. Les analyses biomécaniques sont généralement utilisées pour quantifier les paramètres spatio-temporels, la cinématique et la cinétique lors de la locomotion. Dans le cadre de ce travail doctoral, une évaluation de la locomotion chez des patients à la suite d'une arthroplastie de la hanche sera effectuée grâce à des analyses biomécaniques. Selon la littérature, plusieurs déficits persistent jusqu'à 1-2 ans^{4, 5} en période post-opératoire à la suite d'une arthroplastie de la hanche. Une faiblesse des muscles abducteurs de la hanche est le déficit le plus souvent observé chez ces patients^{6, 7}. Cela peut mener à un signe de Trendelenburg positif⁸ (chute du bassin en raison de la faiblesse des muscles abducteurs de la hanche) entraînant par conséquent

des mouvements compensatoires au niveau du tronc dans le plan frontal⁶. À ce jour, aucune étude ne s'est penchée spécifiquement sur les compensations du tronc à la suite d'une arthroplastie de la hanche. Donc, l'objectif de la première étude vise à évaluer le contrôle du tronc en utilisant, comme marqueur biomécanique de la compensation, la distance entre la position du centre de masse corporel et du centre articulaire de la hanche opérée. Une adaptation possible afin de diminuer la demande musculaire et la douleur serait d'amener le centre de masse directement au dessus de la hanche opérée pendant la phase de support.

Selon la littérature, les capacités fonctionnelles pré-opératoires ont un impact non-négligeable lors de la réhabilitation post-opératoire. De plus, plusieurs études, grâce à des analyses biomécaniques de la locomotion à la suite d'une arthroplastie de la hanche, en sont venues à la conclusion qu'un programme d'exercices plus adapté en période post-opératoire pourrait être bénéfique et limiter les compensations^{9, 10}. Malgré des progrès majeurs sur les capacités fonctionnelles à la suite de l'implantation d'une prothèse de la hanche, à ce jour, à notre connaissance, aucun protocole pré et post-opératoire standardisé n'est rapporté dans la littérature¹¹. La deuxième étude de cette thèse a comme objectif de caractériser la symétrie des membres inférieurs lors de la locomotion chez des patients à la suite d'une arthroplastie de la hanche en combinant des programmes d'exercices pré et post-opératoires (péri-opératoire).

Depuis les dernières années, des études récentes¹²⁻¹⁴ ont élaboré une nouvelle approche afin d'améliorer la précision lors de la localisation d'un centre articulaire. Cette nouvelle approche, la méthode fonctionnelle, a déjà été appliquée au centre articulaire de la hanche chez des sujets sains. Par contre, elle n'a jamais été appliquée chez une population pathologique. L'objectif principal de la troisième étude de cette thèse est d'appliquer la méthode fonctionnelle pour localiser le centre articulaire de la hanche chez des patients à la suite d'une arthroplastie de la hanche. Afin de bien comprendre le contexte ayant mené à ces trois études, celles-ci seront précédées d'une revue de la littérature. Par la suite, les résultats de ces études seront discutés et un dernier chapitre de conclusion clôturera ce travail doctoral.

-CHAPITRE 1-

1. L'ostéoarthrite

L'ostéoarthrite (OA) est une pathologie caractérisée par un déséquilibre de la synthèse et de la dégénérescence du cartilage articulaire¹⁵. Le cartilage, le tissu conjonctif qui recouvre les articulations, a comme but premier d'éviter ou de diminuer le frottement entre les os. Il facilite aussi le mouvement et permet d'amortir les chocs. Lorsqu'une personne est atteinte d'OA, cette couche disparaît graduellement augmentant donc considérablement la friction entre les os (Figure 1). L'OA est la maladie articulaire chronique la plus commune chez les personnes âgées de plus de 65 ans¹⁶. Le principal symptôme associé à l'OA est la douleur qui est exacerbée lors des mouvements et des impacts. Dans la plupart des cas, cette douleur est présente conjointement avec des raideurs musculaires, des crépitements, une atrophie musculaire, et dans les cas plus sévères, une déformation de l'articulation atteinte¹⁷. En plus des douleurs accablantes, cette pathologie s'accompagne généralement d'une détérioration des capacités fonctionnelles menant à une perte de mobilité et d'autonomie affectant grandement la qualité de vie de ces personnes¹⁸. L'OA est diagnostiquée à la suite d'une combinaison des symptômes cliniques incluant les douleurs, les raideurs musculaires et une diminution de l'amplitude de mouvement de même que des changements évidents dans la structure de l'articulation détectés à l'aide de radiographies¹⁹. Fréquemment, la sévérité de l'atteinte articulaire est quantifiée (de

0 à 4) avec l'échelle de Kellgren-Lawrence²⁰. En dépit des progrès technologiques en matière de santé, l'OA demeure toujours incurable. Une fois la maladie diagnostiquée, dans la majorité des cas la sévérité de la douleur et la restriction de l'amplitude de mouvement augmentent graduellement avec le temps²¹. Depuis les dernières années, des alternatives ont été créées afin que les personnes atteintes d'OA puissent envisager effectuer leurs activités de la vie quotidienne en limitant les inconvénients. À ce jour, deux types d'alternatives ont été élaborées afin de contrôler les symptômes indésirables de la maladie: les traitements non-pharmacologiques et les traitements pharmacologiques²². Les traitements non-pharmacologiques ont pour but de réduire la douleur en diminuant les forces agissant sur l'articulation atteinte (ex: orthèses, aides orthopédiques, diète)^{23, 24} ou d'augmenter la tolérance de cette articulation aux forces exercées (ex: exercices)²⁵⁻²⁷. De leur côté, les traitements pharmacologiques sont aussi utilisés pour diminuer la douleur et améliorer les capacités fonctionnelles^{28, 29}. Selon la littérature^{30, 31}, l'utilisation d'orthèses adaptées, dans les cas d'OA au genou et à la main, permet de diminuer la douleur. Aucune étude n'a évalué l'effet d'orthèse dans les cas d'OA au niveau du dos, alors qu'à la hanche cette modalité de traitement s'avère impossible. Une autre modalité non-pharmacologique qui peut être utilisée dans les cas d'OA est la prescription de semelles orthopédiques. Les semelles ont un impact positif chez les personnes souffrant d'OA au genou. L'activité physique, plus précisément des exercices musculaires et de flexibilité effectués en fonction de l'articulation atteinte permettent d'augmenter l'amplitude

de mouvement, la flexibilité des muscles et des tendons, la force et l'endurance musculaire permettant ainsi une diminution de la douleur et un déchargement de l'articulation atteinte. Cette modalité a montré des bénéfices importants dans les cas d'OA au genou, à la hanche et à la main. D'un autre côté, les traitements pharmacologiques tels que la prise d'acétaminophènes, d'anti-inflammatoires non-stéroïdiens ou les injections de cortisone ont tous démontré des effets bénéfiques^{28, 29, 31}. Par contre, la prise de médication doit être contrôlée pour éviter les effets secondaires à court et à long termes. La société internationale de recherche en ostéoarthrite (OARSI)³¹ recommande une combinaison des traitements non-pharmacologiques et pharmacologiques pour un soulagement optimal des symptômes liés à cette pathologie. Lorsque la réponse aux traitements ne rencontre plus les attentes, la chirurgie devient alors inévitable²².

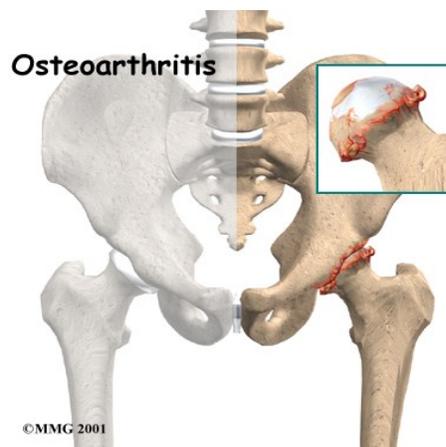


Figure 1: Hanche atteinte par l'ostéoarthrite. Figure tirée de www.parkwayphysiotherapy.ca.

L'OA n'affecte pas toutes les articulations de la même manière. La cheville, le genou, la hanche et la colonne vertébrale sont les articulations les plus fréquemment atteintes étant donné qu'elles sont soumises à de plus grandes contraintes²², comme par exemple le poids supporté par ces structures. Dans le cadre de ce travail doctoral, une attention particulière sera portée à l'articulation de la hanche, une articulation complexe, multiaxiale et pouvant réaliser des mouvements de grandes amplitudes lorsqu'elle est intacte. Dans la prochaine section, les structures osseuses composant cette articulation et les muscles permettant les mouvements de même que leurs amplitudes seront présentés. Par la suite, les différentes approches chirurgicales et les différents types de prothèses de hanche seront exposés.

1.1 Anatomie et fonction de la hanche

L'articulation coxo-fémorale, communément appelée la hanche, est la jonction qui relie la cuisse au bassin par le fémur et l'os iliaque. La hanche est une articulation synoviale (énarthrose) sphéroïde où la surface sphérique d'un os s'insère dans la cavité concave d'un autre os (Figure 2). Plus spécifiquement dans le cas de la hanche, la tête du fémur s'imbrique parfaitement dans la cavité cotyloïde du pelvis (acétabulum).

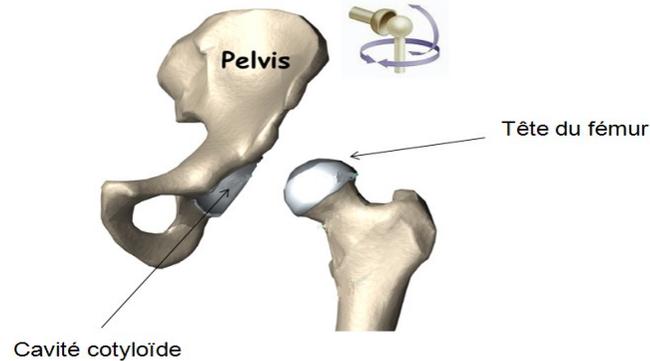


Figure 2: L'articulation coxo-fémorale une articulation sphéroïde. Figure adaptée de: www.orthopediatrics.com.

La structure sphéroïde de cette articulation lui permet des mouvements multiaxiaux d'une grande amplitude. Ensemble, les structures passives (le bourrelet cotyloïdien, la capsule articulaire et les ligaments), de même que les structures actives (les muscles), assurent la stabilité de cette articulation. Par conséquent, la hanche est l'une des articulations les plus efficaces du corps humain³² car elle permet d'effectuer des rotations de grandes amplitudes, et ce, dans toutes les directions, tout en conservant une bonne stabilité grâce au travail de ses structures anatomiques et musculaires (Tableau 1).

Tableau 1: Tableau résumé des mouvements et de l'amplitude de mouvement permis à la hanche ainsi que des principaux muscles agissant à cette articulation. Données provenant de l'American Academy of Orthopaedic Surgery, 2000.

<u>Mouvements</u>	<u>Amplitude de mouvement</u>	<u>Principaux muscles</u>
<i>Flexion de la hanche</i>	0-120°	<ul style="list-style-type: none"> • Psoas • Iliaque • Droit fémoral

		<ul style="list-style-type: none"> • Sartorius
<i>Extension de la hanche</i>	0-30°	<ul style="list-style-type: none"> • Grand fessier • Semi-tendineux • Semi-membraneux • Biceps fémoral
<i>Abduction de la hanche</i>	0-45°	<ul style="list-style-type: none"> • Moyen fessier • Petit fessier • Tenseur du fascia lata
<i>Adduction de la hanche</i>	0-30°	<ul style="list-style-type: none"> • Pectiné • Long adducteur • Gracile • Court adducteur • Grand adducteur
<i>Rotation latérale</i>	0-45°	<ul style="list-style-type: none"> • Grand fessier • Piriforme • Jumeau supérieur • Jumeau inférieur • Obturateur interne • Obturateur externe • Carré fémoral
<i>Rotation médiale</i>	0-45°	<ul style="list-style-type: none"> • Tenseur du fascia lata • Moyen fessier • Petit fessier • Sartorius

1.2 Chirurgie de remplacement

Dans les cas où l'implantation d'une prothèse de la hanche est incontournable, plusieurs approches chirurgicales (antérieure, antéro-latérale, latérale de Hardinge, postéro-latérale) peuvent être utilisées. Un résumé des avantages et des

inconvenients est présenté au Tableau 2 pour chacune des approches chirurgicales. Même si, à ce jour, aucune ne se démarque réellement des autres³³ et que le choix d'une approche chirurgicale est la prérogative du chirurgien, il demeure néanmoins que des critères sont considérés quand vient le temps de choisir une approche chirurgicale. En effet, en plus des préférences et des compétences du chirurgien³⁴, les risques de complications en période post-opératoire et le personnel nécessaire lors de l'intervention chirurgicale vont influencer le choix d'une approche chirurgicale.

Tableau 2: Tableau synthèse des avantages et inconvenients des approches chirurgicales fréquemment utilisées³⁵.

<u>Technique opératoire</u>	<u>Avantages</u>	<u>Inconvénients</u>
<i>Approche antérieure</i>	<ul style="list-style-type: none"> • Accès sécuritaire à la hanche 	<ul style="list-style-type: none"> • Diminution de l'exposition proximale du fémur
<i>Approche antéro-latérale</i>	<ul style="list-style-type: none"> • Bonne exposition de la hanche 	<ul style="list-style-type: none"> • Difficulté lors du positionnement de la prothèse
<i>Approche latérale (Hardinge)</i>	<ul style="list-style-type: none"> • Diminution des risques de dislocation post-opératoire 	<ul style="list-style-type: none"> • Faiblesse des muscles abducteurs en post-opératoire
<i>Approche postéro-latérale</i>	<ul style="list-style-type: none"> • 1 assistant • Non-dissection des muscles abducteurs 	<ul style="list-style-type: none"> • Haut taux de dislocation post-opératoire; diminué si réinsertion des muscles rotateurs externes

2.2.1 Types de prothèses de hanche

Actuellement, lors de l'implantation d'une prothèse pour traiter l'OA de la hanche, deux types de prothèses sont plus souvent prescrites. Dans un premier temps, la prothèse totale de hanche (PTH) est reconnue comme étant une option efficace, reproductible et fréquemment utilisée³⁶⁻³⁸. Cette intervention consiste à faire une résection de la tête et du col fémoral qui sont remplacés, respectivement, par une tête fémorale de 28, 32 ou 36 mm³⁹ de diamètre et d'une cupule qui prend place dans la cavité cotyloïde. De plus, une tige de métal est insérée dans le canal fémoral (Figure 3a). Dans un deuxième temps, il y a la prothèse de type resurfaçage (RES). Lors d'un RES de la hanche, la tête et le col fémoral sont modelés et recouverts d'un implant, qui s'articule avec la cupule, qui elle est insérée dans la cavité cotyloïde (Figure 3b). Dans le cas d'un RES, la tête fémorale a un plus grand diamètre (grandeur anatomique de 36 à 58 mm de diamètre)³⁹ que la PTH. Le plus grand avantage de cette option chirurgicale est la conservation du tissu osseux de la tête, du col fémoral de même que d'une partie de la diaphyse³⁷. Si une révision est nécessaire, le capital osseux est toujours disponible. D'après la littérature, lors de l'implantation d'une PTH, des déficits persistent au niveau de l'équilibre postural⁴⁰ et de la marche⁴¹ comparativement à la prothèse de type RES et aux sujets sains. Durant les dernières années, une variation de la PTH a été développée afin de combler les déficits liés à la grosseur de la tête fémorale. Dans certain cas, la PTH est utilisée avec une tête

fémorale de plus grand diamètre (PTH-GT) (grandeur anatomique de 36 à 58 mm de diamètre)³⁹ (Figure 3c), comme la prothèse de type RES. Par conséquent, la présence d'une tige de métal dans le canal fémoral s'avère la seule différence majeure entre les deux types (PTH-GT et RES) de prothèses de hanche.

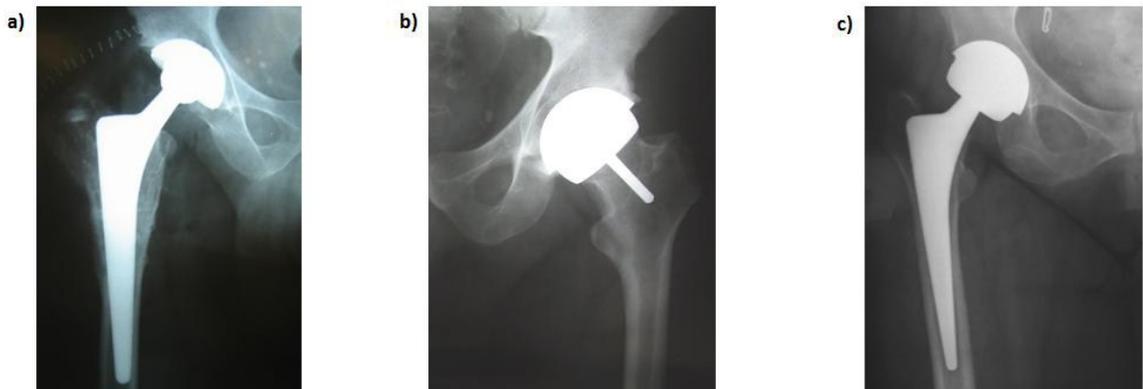


Figure 3: Les différents types de prothèse de hanche, a) prothèse totale de hanche (PTH), b) prothèse de resurfaçage (RES) et c) prothèse totale de hanche avec grande tête fémorale (PTH-GT).

Habituellement, les personnes souffrant d'OA doivent composer avec les symptômes associés à la pathologie pendant plusieurs semaines, voir plusieurs mois avant l'intervention chirurgicale. Pendant ce temps, leurs capacités fonctionnelles et leur patron de marche sont altérés affectant leur qualité de vie. Alors, afin de quantifier l'impact de ces changements, des analyses biomécaniques sont fréquemment utilisées. Dans la prochaine section, les adaptations liées à l'OA ainsi que les compensations à la suite d'une arthroplastie de la hanche seront présentées.

-CHAPITRE 2-

2. L'analyse biomécanique de la marche pathologique

2.1 L'ostéoarthrite et la marche

Durant les mois précédents l'arthroplastie de la hanche, les patients doivent dans la plupart des cas, modifier leurs comportements (ex: le patron de marche) afin d'être en mesure de réaliser leurs activités quotidiennes avec moins de douleur. Normalement, plus l'atteinte articulaire est sévère, selon l'échelle de Kellgren-Lawrence²⁰, plus les limitations, et par conséquent, les adaptations locomotrices seront grandes⁴². À ce jour, plusieurs outils existent afin de mesurer l'impact de la pathologie sur les différents aspects de la qualité de vie des personnes atteintes. Dans ce chapitre, les résultats des études évaluant les capacités fonctionnelles, les paramètres spatio-temporels, cinématiques et cinétiques en période pré et post-opératoire seront présentés.

2.1.1 Les capacités fonctionnelles

Chez les personnes atteintes d'OA, l'évaluation des capacités fonctionnelles, plus précisément des aptitudes liées à la force musculaire, la vitesse de marche et la

flexibilité est effectuée à l'aide de questionnaires. Cette méthode s'avère être fiable et valide⁴³⁻⁴⁵ et aujourd'hui divers questionnaires sont employés. Le *Hip Harris Score* (HHS) est un questionnaire rempli par le chirurgien orthopédique portant sur les douleurs, la mobilité, la marche, l'amplitude de mouvement articulaire et la déformation articulaire. Plus le pointage est bas (normalement noté sur 100), plus l'invalidité est grande. Un autre questionnaire fréquemment utilisé est l'*Oxford Hip Score* (OHS). Contrairement au HHS, l'OHS est auto-administré donc, le patient rempli lui-même ce questionnaire. L'OHS comprend des questions relatives aux douleurs et aux capacités physiques. Chaque question comprend une échelle de 1 à 5. Plus le pointage final est élevé (sur un maximum de 60), plus les aptitudes sont diminuées⁴⁶. Le HHS et l'OHS sont des questionnaires spécifiques à l'articulation de la hanche alors que d'autres questionnaires, plus généraux, sont aussi employés pour évaluer les conséquences de la pathologie sur d'autres aspects. Entre autres, le *Western Ontario and McMaster Osteoarthritis Index* (WOMAC) est généralisé à l'OA des membres inférieurs. Ce questionnaire, auto-administré, permet d'examiner la qualité de vie des patients par rapport aux douleurs, aux raideurs musculaires et aux capacités physiques. Chaque question comporte une échelle de 0 à 4. À la fin du questionnaire, plus le pointage final est élevé, (maximum de 92), plus l'impact de la pathologie est grand⁴⁵. Quant à lui, le *Short-Form Health Survey* (SF-36) évalue la santé générale de la personne en ce qui a trait à ses capacités physiques et mentales. À la fin du questionnaire, un pointage (sur 100) est obtenu. Plus le pointage est bas, plus la santé générale de

la personne est mauvaise⁴⁷. Et le dernier, le Merlé-D'Aubigné est un questionnaire mesurant les douleurs, la mobilité et la marche. Chaque question comporte une échelle de 0 à 6 où le pointage maximal (sur 18) représente une conservation des capacités fonctionnelles⁴⁸.

À ce jour, plusieurs questionnaires permettent aussi de recueillir spécifiquement de l'information sur les capacités fonctionnelles. Par contre, étant donné que les questions évaluent des aspects différents selon une échelle spécifique et que leur interprétation diffère, il est alors difficile de quantifier l'impact de la pathologie sur la qualité de vie. Même si ceux-ci offrent un meilleur aperçu général des capacités fonctionnelles et de la qualité de vie des personnes atteintes d'OA, ils ne considèrent pas les adaptations mises en œuvre pour faciliter l'accomplissement des activités de la vie quotidienne. De plus, les adaptations ne sont pas toujours visibles à l'œil nu, c'est pourquoi les analyses biomécaniques sont indispensables. Grâce à ce type d'analyse, il est alors possible de quantifier avec précision l'influence de la pathologie et de comparer les résultats avec ceux des sujets sains.

2.1.2 *Les paramètres spatio-temporels*

Les douleurs accablantes, les raideurs musculaires et l'atrophie musculaire observées chez les patients souffrant d'OA ont des conséquences non-négligeables sur les déplacements. En effet, la vitesse de marche des personnes atteintes d'OA est réduite comparativement à celle des sujets sains^{7, 42, 49-52}. Cette limitation est induite par une diminution des deux paramètres relatifs à la vitesse de marche soit la longueur de pas^{7, 42, 49-52} et la cadence^{42, 49, 50}. Selon la littérature, un raccourcissement de la longueur de pas est occasionné par une restriction de l'amplitude de mouvement à la hanche⁴⁹ alors que la réduction de la cadence permettrait de diminuer la fréquence de chargement de l'articulation⁵⁰. Même si plus de pas seront nécessaires pour atteindre la destination voulue, un patron de marche moins dynamique favorise une minimisation des forces agissant à la hanche⁵³.

Dans tous les cas d'OA, même les cas les moins sévères, les patients adaptent leur patron de marche afin de minimiser le chargement de la jambe atteinte⁵⁰. Ces modifications ont des conséquences sur les phases du cycle de marche. En effet, la phase d'oscillation de la jambe atteinte est plus longue, ce qui implique une augmentation de la phase de simple support de la jambe non-atteinte⁴⁹. Ces adaptations ont aussi des répercussions sur la variabilité (l'aptitude à répéter un mouvement semblable) du cycle de marche. Les études ont démontré qu'une

diminution de la vitesse de marche^{54, 55}, une atrophie musculaire⁵⁶ et une diminution de la flexibilité⁵⁷ sont des symptômes associés à l'OA qui ont une influence négative sur la variabilité. De plus, la sévérité de l'atteinte articulaire a aussi un impact négatif sur la variabilité⁵¹. Selon la littérature, une augmentation de la variabilité durant le cycle de marche accroît fortement les risques de chute^{54, 55}.

Non-seulement les symptômes dus à l'OA provoquent des adaptations en ce qui a trait aux paramètres spatio-temporels mais ils ont aussi des répercussions sur les déplacements angulaires des articulations des membres inférieurs.

2.1.3 Les paramètres cinématiques

Les douleurs accablantes, les raideurs, l'atrophie musculaire et dans les cas plus sévères, la déformation de l'articulation atteinte contribuent toutes au développement d'un patron de marche asymétrique chez les personnes souffrant d'OA⁵⁸. Afin de se déplacer plus facilement, elles adoptent des stratégies qui ont des conséquences, entre autres, sur les paramètres cinématiques du cycle de marche. En effet, les études ont démontré une diminution de l'amplitude de mouvement articulaire durant le cycle de marche^{42, 49, 50, 59}. Plus précisément, la réduction de l'amplitude d'extension de la hanche atteinte à la fin de la phase de support serait occasionnée par les douleurs reliées à la pathologie⁴⁹. Cette adaptation n'est pas retrouvée du côté de la jambe non-atteinte où l'amplitude de

mouvement articulaire est similaire à celle des sujets sains⁴⁹. Il n'y a pas seulement l'articulation atteinte qui doit s'adapter, mais aussi les deux articulations du membre inférieur, soit le genou et la cheville. Au niveau du genou, une réduction de la flexion de la jambe atteinte durant la phase de support a été constatée^{49, 59} tandis que l'amplitude de flexion de la jambe non-atteinte est, quant à elle, similaire aux sujets sains. En ce qui concerne la cheville, une diminution de l'amplitude en dorsiflexion a été démontrée⁴⁹, et ce, pour les deux jambes.

Les compensations cinématiques des membres inférieurs lors de la marche ont aussi des répercussions au niveau du pelvis et du tronc. Tout d'abord, dans le plan sagittal, l'augmentation de la flexion du tronc et de la lordose lombaire sont des adaptations mises en œuvre afin de contrer la diminution de l'extension de la hanche⁵⁹. Dans le plan frontal, des adaptations ont aussi été observées. Cependant, elles ne sont pas dues à la diminution de l'amplitude de mouvement articulaire. En réalité, les personnes souffrant d'OA ont tendance à afficher des déplacements latéraux exagérés au niveau du tronc pour contrebalancer une faiblesse des muscles abducteurs⁶⁰ et ainsi rapprocher leur centre de masse corporel au-dessus de la hanche. Ces mouvements ont pour effet de diminuer le bras de levier des muscles abducteurs de la hanche en réduisant ainsi leur apport musculaire afin de maintenir le pelvis et le haut du corps en équilibre^{61, 62}. L'incapacité de maintenir le pelvis en équilibre, signalant ainsi une faiblesse des muscles abducteurs est reconnu comme un signe de Trendelenburg positif lors de

tests cliniques⁶³. L'autre raison amenant les personnes souffrant d'OA à déplacer leur tronc latéralement vise à diminuer le chargement mécanique sur l'articulation atteinte. En fait, plus le centre de masse corporel est près du centre articulaire de la hanche, plus la demande mécanique est réduite entraînant un soulagement des douleurs articulaires⁵⁰.

En plus des adaptations spatio-temporelles et cinématiques, les symptômes incommodants les personnes atteintes d'OA ont des répercussions sur la cinétique des membres inférieurs.

2.1.4 Les paramètres cinétiques

D'après la littérature, peu d'études ont montré un intérêt pour les adaptations cinétiques engendrées par l'OA. Elles s'avèrent considérables étant donné qu'elles résultent des adaptations des paramètres spatio-temporels et cinématiques. Plus spécifiquement, la diminution de la vitesse de marche, la réduction du pourcentage de la phase de support de la jambe atteinte et sa décharge mécanique⁵⁰ entraînent une diminution du moment extenseur de la hanche durant le cycle de marche⁵⁹. Dans le plan sagittal, la flexion initiale du tronc vers l'avant, qui augmente l'amplitude d'extension de la hanche à la fin de la phase de support, entraîne par le fait même une diminution du moment fléchisseur au niveau du genou de la jambe atteinte⁵⁹. Par ailleurs, dans le plan frontal, le déplacement du centre de masse

corporel vers le centre articulaire de la hanche, résultant d'une faiblesse des muscles abducteurs, réduit le moment abducteur de la jambe atteinte⁵⁹.

Les adaptations des moments musculaires ont une influence sur les puissances musculaires des articulations des membres inférieurs. Une diminution de l'absorption (H2S), durant la phase de support et de la génération d'énergie (H3S) lors de la propulsion, par les fléchisseurs de la hanche sont concordants aux adaptations mises en place afin de réduire les contraintes mécaniques sur la hanche atteinte⁵⁰. De plus, une diminution de la génération d'énergie par les extenseurs du genou durant la phase de support (K2S) est observée. Cette adaptation serait une compensation découlant de la diminution de l'extension de la hanche et maintiendrait un meilleur alignement du membre inférieur⁵⁰. Finalement, étant donné une diminution de la génération d'énergie par les fléchisseurs de la hanche (H3S), une augmentation de l'énergie générée par les muscles fléchisseurs plantaires de la cheville à cet instant (A2S) a été remarquée afin d'assurer une progression vers l'avant lors de la marche⁵⁰.

En attente d'une arthroplastie de la hanche, les stratégies mises en œuvre par les personnes atteintes d'OA visent majoritairement une limitation des douleurs afin de faciliter les déplacements et l'accomplissement des activités de la vie quotidienne. À la suite de l'intervention chirurgicale, en plus d'une diminution importante des douleurs articulaires, l'amélioration des capacités fonctionnelles et des paramètres

du cycle de marche menant à des valeurs comparables à celles des sujets sains sont grandement désirées.

2.2 L'arthroplastie de la hanche et la locomotion

L'arthroplastie de la hanche est une intervention chirurgicale permettant de soulager les patients des douleurs engendrées par l'atteinte et de restaurer l'amplitude de mouvement articulaire⁶⁴. Normalement, peu de temps après l'intervention chirurgicale, les patients sont en mesure de se déplacer et d'effectuer leurs activités de la vie quotidienne sans assistance ni aide orthopédique^{5, 65-67}. Malgré une satisfaction générale chez les patients, des déficits persistent jusqu'à un an post-opératoire affectant entre autres, la locomotion, et ce, même si aucune douleur n'est présente^{4, 9, 10, 68}.

2.2.1 Les capacités fonctionnelles

Dans le but de mesurer les bénéfices résultants de l'intervention chirurgicale, les mêmes questionnaires utilisés en période pré-opératoire sont proposés aux patients afin d'évaluer leurs capacités fonctionnelles. En période pré-opératoire, les questionnaires (HHS, OHS, WOMAC, SF-36, Merlé-D'Aubigné) sont employés pour connaître l'impact de la pathologie sur la force musculaire, la vitesse de marche et la flexibilité. En période post-opératoire, ces mêmes questionnaires

fournissent de l'information sur l'influence de l'intervention chirurgicale par rapport aux capacités fonctionnelles des patients. Fréquemment, les questionnaires sont remplis en périodes pré et post-opératoire dans le but de comparer les résultats. Selon les études, à la suite d'une arthroplastie de la hanche, une amélioration du pointage au HHS⁶⁹ et au Merlé-D'Aubigné⁴⁸, ainsi qu'une diminution du pointage à l'OHS⁶⁹, au WOMAC⁴⁵ et au SF-36⁴⁷ résultent à une amélioration des capacités fonctionnelles. Malgré un rétablissement des capacités fonctionnelles en période post-opératoire, des déficits semblent cependant persister en ce qui concerne la qualité du patron de marche.

2.2.2 Les paramètres spatio-temporels

En période post-opératoire, les douleurs articulaires associées à l'OA ne sont majoritairement plus présentes. Par contre, même si un rétablissement rapide des paramètres spatio-temporels est observé, leurs valeurs n'atteignent toutefois pas celles des sujets sains^{6, 7, 9, 70, 71}. En effet, une réduction de la longueur de pas^{6, 70} et de la cadence⁶ affectent négativement la vitesse de marche. L'impact de la longueur de pas semble être le facteur principal d'une vitesse de marche réduite chez les patients à la suite de l'intervention chirurgicale et est associé à la diminution de l'extension de la hanche à la fin de la phase de support⁶. Loizeau et al.⁷⁰ suggèrent que la difficulté à rétablir la vitesse de marche pourrait être causée par des limitations engendrées par la prothèse de hanche, qui ne permettrait pas

une restauration complète. Après une arthroplastie de la hanche, les patients continuent de favoriser leur membre inférieur sain lors de leur déplacement. Comme en période pré-opératoire, la durée de la phase de support de la jambe saine est rallongée⁷² occasionnant par le fait même une augmentation de la durée de la phase d'oscillation de la jambe atteinte. Étant donné que les symptômes de la pathologie se sont normalement résorbés, il est difficile de connaître les raisons exactes de la surutilisation de la jambe saine. Les hypothèses proposent que les appréhensions vis-à-vis la nouvelle prothèse ou la persistance des mécanismes d'adaptations pré-opératoires pourraient être en cause⁷³. Tout comme en période pré-opératoire, où les adaptations permettaient de limiter les douleurs chez les patients souffrant d'OA, en période post-opératoire la restauration partielle des paramètres spatio-temporels a des répercussions sur les déplacements angulaires des membres inférieurs.

2.2.3 Les paramètres cinématiques

Selon la littérature, à la suite d'une arthroplastie de la hanche, les patients ont une démarche anormale⁷² qui résulte, en partie, à des adaptations requises au niveau cinématique afin de favoriser les déplacements. Une diminution de l'amplitude de mouvement de la hanche, plus précisément, de l'extension à la fin de la phase de support a été décelée⁶. Étant donné des résultats similaires en période pré-opératoire^{42, 49, 50, 59}, l'hypothèse de la persistance des contractures en période

post-opératoire est plausible⁷³. De plus, l'implantation d'une prothèse de la hanche peut laisser des séquelles au niveau de la musculature, de la capsule articulaire et les caractéristiques de la prothèse peuvent contribuer à des limitations de certains mouvements de la hanche⁶. En période post-opératoire, les déficits persistant à la hanche à la suite d'une arthroplastie peuvent mener à des adaptations du pelvis, du genou et de la cheville. Pour compenser la réduction de l'extension de la hanche lors de la propulsion, une augmentation de la flexion du genou et de la dorsiflexion de la cheville ont été observées⁶. Cette stratégie a pour but d'amortir les chocs pour réduire le changement à la hanche^{7, 73}. Cette adaptation était aussi présente chez les patients en attente d'un remplacement articulaire de la hanche⁴⁹. Malgré une atténuation de la douleur et une amélioration de la vitesse de marche en période post-opératoire, les patients continuent de démontrer un patron de marche anormal probablement développé en période pré-opératoire⁶.

Les adaptations cinématiques ne sont pas uniquement répertoriées dans le plan sagittal mais également dans le plan frontal. Des études ont démontré des déplacements latéraux du tronc orientés vers la jambe opérée^{6, 73, 74}. Comme mentionné précédemment, cette stratégie compensatoire a pour but d'aligner le centre de masse corporel avec le centre articulaire de la hanche afin de minimiser les contraintes mécaniques⁵⁹ associées à la faiblesse des muscles abducteurs de la hanche⁷⁴. Une fois de plus, cette stratégie compensatoire était présente en période pré-opératoire et suppose la persistance d'une faiblesse des muscles

abducteurs de la hanche en période post-opératoire. Les adaptations cinématiques ont des répercussions directes sur les moments et les puissances générés à la hanche, au genou et à la cheville dans les plans frontal et sagittal.

2.2.4 Les paramètres cinétiques

Dans le plan sagittal, les moments musculaires à la hanche et au genou sont diminués alors qu'aucune adaptation à ce niveau n'est rapportée pour la cheville⁴¹. Plus spécifiquement, une réduction du moment extenseur⁶ de la hanche lors du contact talon est associée à la vitesse de marche⁶. Ces résultats suggèrent qu'une faiblesse des muscles extenseurs^{10, 72} de la hanche pourrait avoir un impact sur la récupération de la vitesse de marche en période post-opératoire⁶. De plus, on remarque⁴¹ une plus grande absorption d'énergie par les fléchisseurs de la hanche durant la phase de support (H2S). Les fléchisseurs de la hanche doivent peut-être absorber plus d'énergie afin d'assurer un contrôle du tronc adéquat dans le plan sagittal, d'autant plus que cette énergie absorbée n'est pas transférée vers une génération d'énergie par les fléchisseurs de la hanche. En effet, des études^{6, 70} ont démontré un déficit majeur de la génération d'énergie par les fléchisseurs de la hanche lors de la propulsion (H3S), tout comme en période pré-opératoire.

Par ailleurs, au genou on observe une diminution du moment extenseur au début de phase de support et du moment fléchisseur durant la période de simple support.

Ces adaptations entraînent une réduction de la génération d'énergie par les extenseurs du genou (K2S) lors de la phase de support⁶. De plus, le genou (K3S) absorbe plus d'énergie à la fin de la phase de support^{6, 41}. Pris conjointement avec l'augmentation de H2S et K3S, ceci pourrait être employé afin d'améliorer la stabilité du centre de masse et permettre une progression vers l'avant sans augmenter la génération d'énergie⁴¹.

Parallèlement, dans le plan frontal des adaptations sont aussi nécessaires afin de favoriser les déplacements. En effet, une diminution à la fois du moment et de la génération d'énergie par les abducteurs de la hanche (H3F) démontrent clairement une faiblesse des muscles abducteurs^{6, 7, 70, 73}. Ce déficit tend à persister indépendamment de la vitesse de marche⁶. Cette faiblesse des muscles abducteurs pourrait être engendrée par une sous-utilisation en période pré-opératoire et une diminution du chargement de la jambe opérée en périodes pré et post-opératoire⁷³.

Depuis les dernières années, diverses prothèses sont implantées lors d'une arthroplastie de la hanche. La majorité des études ont comparé les sujets avec une PTH démontrant un patron de marche anormal^{6, 7, 41, 70}. Quelques études ont comparé le patron de marche des deux types de prothèse pouvant être implantée, soit une prothèse de type RES et une PTH, avec des sujets sains⁷. Les patients avec une prothèse de type RES semblent être avantagés en ayant des paramètres

spatio-temporels, cinématiques et cinétiques plus près de ceux des sujets sains. Lors de ces études, la différence majeure semblait venir de la différence de la grosseur de la tête fémorale. À ce jour, très peu d'études⁷⁵ ont comparé la prothèse de type RES à la PTH-GT et les résultats ne semblent pas démontrer un avantage majeur d'une des deux prothèses. Le choix du type de prothèse semble être celui du chirurgien qui doit prendre en considération différents facteurs⁷⁶ tels que présentés précédemment.

Les personnes souffrant d'OA doivent adapter leur patron de marche afin de limiter les douleurs occasionnées par la pathologie. À la suite d'une arthroplastie de la hanche, plusieurs de ces adaptations persistent. Il est difficile de savoir si les adaptations post-opératoires sont dues aux stratégies mises en place en période pré-opératoire ou à l'intervention chirurgicale. Une chose est sûre, indépendamment du type de prothèse implantée les patients n'arrivent pas à retourner à des valeurs comparables à celles des sujets sains, et ce, même s'il n'y a plus de douleur. Certaines études^{4, 9, 41} suggèrent que des programmes d'entraînement adaptés pourraient favoriser une récupération plus rapide à la suite d'une arthroplastie de la hanche.

-CHAPITRE 3-

3. L'entraînement pré, post et péri-opératoire

Depuis les dernières années, les personnes atteintes d'OA qui nécessitent une arthroplastie de la hanche sont de plus en plus jeunes et leurs attentes envers l'intervention chirurgicale sont plus élevées⁷⁶. En effet, ils ne veulent non seulement être soulagés des douleurs articulaires et des raideurs musculaires associées à la pathologie, ils désirent également retourner à un mode de vie actif, et ce, dans les plus brefs délais. En lien avec cette nouvelle réalité, les protocoles de réadaptation post-opératoires ont grandement évolué. En fait, après avoir reçu leur congé de l'hôpital, seulement quelques jours après l'intervention chirurgicale, les patients sont normalement en mesure de retourner à la maison⁷⁷. Afin de favoriser la récupération post-opératoire, les patients doivent obligatoirement suivre un protocole de réadaptation standardisé et élaboré par le centre hospitalier²⁷. Malgré un programme de réadaptation en physiothérapie adapté pour les patients à la suite d'une arthroplastie de la hanche, des déficits lors de la marche persistent en période post-opératoire^{4, 9, 10, 68, 78}. Dans l'optique de minimiser les limitations et de restaurer les capacités fonctionnelles le plus rapidement possible en période post-opératoire, plusieurs modalités d'entraînement ont été proposées^{67, 79, 80}. Au cours de ce chapitre, le programme

de réadaptation standard de l'Hôpital Maisonneuve-Rosemont ainsi que les programmes d'entraînement pré, post et péri-opératoires seront présentés.

3.1 Programme de réadaptation standard (physiothérapie)

Indépendamment de la prothèse implantée, PTH, RES ou PTH-GT, le but premier d'une arthroplastie de la hanche est de diminuer les douleurs et d'améliorer les capacités fonctionnelles afin de permettre un retour aux activités de la vie quotidienne⁶⁴. Pour ce faire, un programme de réadaptation post-opératoire, pouvant varier d'un centre hospitalier à l'autre, doit être entamé afin de favoriser la récupération durant cette période. En temps normal, avec l'accord du médecin, tous les patients bénéficient d'un programme de réadaptation établi par leur centre hospitalier (voir Annexe 1). Plus souvent qu'autrement, le programme est réalisé à domicile, sur une base quotidienne et habituellement débute une semaine après la chirurgie. Une première rencontre avec le physiothérapeute est prévue afin de présenter et d'adapter le programme selon la condition générale du patient. Étant donné que le programme est réalisé à la maison, une deuxième rencontre avec le physiothérapeute est requise afin de superviser l'exécution des exercices. Le but du programme de physiothérapie est de permettre une amélioration rapide de l'amplitude de mouvement et de la force des muscles de la hanche. Le programme comprend des exercices musculaires et des étirements. Tous les exercices musculaires et les étirements sont spécifiques aux muscles de la hanche

(fléchisseurs, extenseurs, abducteurs, adducteurs, rotateurs internes et externes de la hanche). Durant les 12 semaines du programme, la progression est normalement assurée par l'augmentation du niveau de difficulté des exercices. En effet, pour les 4-5 premières semaines, les exercices sont effectués en position assise avec une petite amplitude de mouvement. Les aides techniques (cane, béquille, marchette) sont nécessaires pour les exercices exécutés en position debout. À 6-8 semaines, les patients sont invités à accroître l'amplitude de mouvement pendant leurs exercices. À ce stade, la plupart des exercices sont réalisés sans aide technique et dans une position debout. Pendant les premières semaines post-opératoires, la marche, le vélo stationnaire et la natation sont des activités fortement recommandées. Par contre, la participation à des activités physiques impliquant des impacts telles que le basket-ball, le football ou le hockey, sont proscrites durant les trois premiers mois de convalescence.

3.1.1 Contre-indications

Même si les exercices de réadaptation améliorent la musculature et la flexibilité autour de la hanche des contre-indications existent à la suite d'une arthroplastie de la hanche afin de limiter les risques de dislocations de la prothèse⁸¹. En effet, durant les six premières semaines post-opératoires, les patients doivent porter une attention particulière à certains mouvements tout dépendamment de l'approche chirurgicale utilisée car les structures lésées ne sont pas les mêmes. Cette

attention particulière doit aussi prendre en considération le type de la prothèse implantée (PTH, RES ou PTH-GT). Lors de l'implantation d'une PTH selon une approche antérieure, les patients doivent éviter tout mouvement d'extension, d'adduction et de rotation externe de la hanche. Lorsqu'une approche latérale est employée, il est alors déconseillé d'effectuer une abduction active de la hanche. Finalement, suite à l'utilisation d'une approche postéro-latérale, les patients doivent limiter la flexion de la hanche (maximum 90°), l'adduction et la rotation latérale de la hanche. Dans le cas d'insertion d'une prothèse totale de la hanche avec grosse tête fémorale et d'une prothèse de type resurfaçage, il n'y a pas de contre-indications étant donné que la grosseur anatomique de la tête fémorale diminue le risque de dislocation. Indépendamment de l'approche chirurgicale et de la prothèse implantée, un programme d'entraînement adapté, pré, post ou péri-opératoire devrait améliorer la récupération en période post-opératoire.

3.2 L'entraînement pré-opératoire

Depuis les vingt dernières années, l'augmentation du nombre de remplacements articulaires de la hanche effectués chaque année n'a pas cessé de croître, ce qui allonge le temps passé sur la liste d'attente avant la chirurgie⁸². Plus la période pré-opératoire est longue, plus les symptômes liés à la pathologie, soit les douleurs articulaires, une diminution, de la mobilité et la perte de certaines capacités fonctionnelles, affectent négativement⁸³ la qualité de vie de ces patients⁸³.

Selon la littérature, les patients atteints d'OA voient leur force musculaire diminuer pouvant mener jusqu'à une atrophie des muscles de la hanche⁶¹. En plus de tous les symptômes associés à la pathologie, lors de leur étude, Philbin et al.⁸⁴ ont aussi décelé un déconditionnement cardiovasculaire. Les effets secondaires accompagnant l'OA ont un impact non-négligeable sur les dimensions physiques et sociales de ces patients⁸⁵. Comme par exemple, lorsque la capacité de se déplacer est altérée, elle peut rendre moins sécuritaires certaines activités telles que traverser la rue, et prédispose les personnes à des chutes plus fréquentes⁸⁶. De plus, l'utilisation d'aides techniques en période pré-opératoire est un facteur associé à leur usage en période post-opératoire⁸⁷. La reprise des capacités fonctionnelles, plus spécifiquement la capacité à se déplacer sans limitation, est un aspect important menant à un retour de leur indépendance⁸⁸ chez ces patients. Dans l'optique d'améliorer la qualité de vie de ces personnes, et étant donné que des études ont démontré que des patients en bonne condition physique générale récupèrent généralement plus rapidement après une chirurgie⁸⁹⁻⁹¹, des programmes d'entraînement pré-opératoires ont été proposés. L'entraînement de la force, de l'endurance, de la flexibilité musculaire ainsi que des capacités aérobiques ont un impact positif sur la santé, et ce, sans risque d'aggraver l'articulation atteinte par la pathologie⁸³. De plus, Felson et al.²⁴ ont montré qu'une meilleure condition physique générale, à la suite d'un renforcement musculaire, procure des effets biomécaniques avantageux atténuant les contraintes mécaniques à la hanche en ce qui a trait aux muscles, aux ligaments et aux

tendons. À la suite d'un programme d'entraînement pré-opératoire, une étude⁶⁵ a démontré une diminution des douleurs articulaires et des contractures ainsi qu'une augmentation des capacités fonctionnelles, de l'amplitude de flexion de la hanche ainsi que de la force musculaire. De plus, la condition physique générale en période pré-opératoire est un facteur important lors de la réadaptation post-opératoire^{82, 92, 93} et peut avoir une incidence importante favorable sur le retour au travail⁸² surtout chez les jeunes patients pour qui cet aspect permet de retrouver, en bonne partie, leur qualité de vie⁹⁴. Même si l'entraînement pré-opératoire a des répercussions positives sur la récupération post-opératoire, il est rarement inclus dans les protocoles accompagnant l'arthroplastie de la hanche.

3.3 L'entraînement post-opératoire

À la suite d'un remplacement articulaire de la hanche, les patients désirent retrouver leur qualité de vie le plus rapidement possible⁶⁴. Habituellement, l'entraînement post-opératoire est complémentaire au protocole standard de réadaptation. Même s'il y a un manque au niveau de la standardisation des protocoles de réadaptation et d'entraînement suivant une arthroplastie de la hanche, les études ont démontré des bénéfices importants suite à un entraînement post-opératoire. Afin d'en arriver à ces conclusions, plusieurs méthodes (Tableau 3) ont été utilisées telles que l'entraînement cardiovasculaire⁹⁵, l'entraînement

musculaire favorisant le développement de la force^{4, 71}, de l'endurance⁹⁵⁻⁹⁷, de la flexibilité⁶⁵ ou une combinaison de toutes ces méthodes⁶⁶.

Tableau 3: Les aptitudes aérobiques et musculo-squelettiques, les méthodes d'entraînement et les analyses biomécaniques utilisées pour déterminer les effets d'un programme de réadaptation pré, post ou péri-opératoire suivant une arthroplastie de la hanche.

<u>Aptitudes aérobiques et musculo-squelettiques</u>	<u>Programmes d'exercices</u>	<u>Analyses</u>
Capacités aérobiques ⁸⁴	Cardiovasculaire	<ul style="list-style-type: none"> • Capacité maximale aérobique (VO₂ max)
Capacités fonctionnelles ^{6, 7, 41, 45-48, 70, 73}	Cardiovasculaire + entraînement avec résistance	<p><u>Questionnaires</u></p> <ul style="list-style-type: none"> • HHS • OHS • WOMAC • SF-36 • Merlé d'Aubigné <p><u>Marche</u></p> <ul style="list-style-type: none"> • Vitesse • Cadence • Longueur de pas • Symétrie
Endurance et force musculaire ⁶³	Entraînement avec résistance	<ul style="list-style-type: none"> • Force maximale • Trendelenburg
Flexibilité ^{59, 98}	Étirements	<ul style="list-style-type: none"> • Amplitude de mouvement (passive ou active)

Une amélioration des paramètres fonctionnels a été démontrée^{79, 95, 99, 100} à l'aide de questionnaires (HHS, OHS, WOMAC, SF-36, Merlé-d'Aubigné), permettant ainsi aux patients d'effectuer leurs activités de la vie quotidienne plus facilement, et ce, en ressentant moins de douleur. L'entraînement post-opératoire engendre aussi des bénéfices sur les paramètres spatio-temporels dans le cycle de marche. En effet, une augmentation de la vitesse de marche⁹⁵, de la cadence et de la longueur de pas^{99, 101} sont grandement favorables aux patients ayant suivi un programme d'entraînement post-opératoire et permettent un regain de leur indépendance⁶⁶. De plus, Jan et al.⁷⁹ ont démontré une meilleure vitesse de marche sur des surfaces instables (surface dure, gazon, surface spongieuse) et une meilleure récupération musculaire au niveau des fléchisseurs, des extenseurs et des abducteurs de la hanche. Ces résultats ont été obtenus à la suite d'un entraînement aérobique combiné à des exercices de renforcement musculaire effectués un an et demi après la chirurgie. Ils suggèrent qu'une meilleure force musculaire est associée à des déplacements plus rapides et possiblement plus stables grâce à un meilleur contrôle postural dynamique. De leur côté, en utilisant des exercices calisthéniques, Trudelle-Jackson et al.⁶⁸ ont eux aussi démontré un renforcement des muscles de la hanche à la suite d'un entraînement post-opératoire. Ce renforcement musculaire est à l'origine de l'amélioration de la vitesse pour monter une marche d'escalier et pour se relever de la position assise⁹⁹.

Étant donné les effets bénéfiques des programmes d'entraînement pré et post-opératoires, il serait probablement approprié de combiner ces deux types de programmes pour favoriser la récupération post-opératoire.

3.4 L'entraînement péri-opératoire

Seulement quelques études ont évalué les effets d'un entraînement péri-opératoire, qui s'avère en effet une combinaison d'un programme d'entraînement pré et post-opératoire. Suite à une revue de la littérature, deux de ces études^{102, 103} ont démontré que les patients ayant suivi un programme d'entraînement péri-opératoire ont obtenu des paramètres fonctionnels supérieurs aux sujets sans entraînement. Pour leur part, Wang et al.⁶⁶ ont suggéré qu'un entraînement physique approprié, une combinaison d'exercices cardiovasculaires, musculaires et d'étirements, était bien tolérée par les patients souffrant d'OA à un stade avancé en période pré-opératoire. De plus, ces exercices spécifiques pouvaient être repris au début de la période post-opératoire, ce qui permettait de favoriser la récupération durant les six premiers mois. Selon Gilbey et al.⁶⁵, l'entraînement pré-opératoire diminue le niveau des douleurs articulaires et des raideurs musculaires, tout en augmentant les capacités fonctionnelles, l'amplitude de mouvement et la force des muscles de la hanche. De son côté, l'entraînement peri-opératoire permet le maintien des adaptations positives de l'entraînement pré-opératoire en plus d'écourter le temps de récupération post-opératoire comparativement à des

patients qui ont suivi le protocole de réadaptation standard. L'efficacité d'un programme d'entraînement péri-opératoire est d'un intérêt majeur pour les patients plus jeunes qui pourraient possiblement retourner à un mode de vie actif plus rapidement tel qu'ils le désirent.

À la suite d'une arthroplastie de la hanche, la comparaison et la quantification des bénéfices engendrés par les différentes modalités d'entraînement visant une récupération plus rapide est possible grâce aux analyses biomécaniques. Cependant, les logiciels employés lors de ces analyses ne sont pas toujours adaptés pour des sujets présentant des pathologies, ce qui a donné naissance durant les dernières années à des avancées technologiques afin de répondre à ces besoins.

-CHAPITRE 4-

4. Le centre articulaire de la hanche

À la suite d'une intervention chirurgicale au niveau des membres inférieurs, les analyses biomécaniques de la marche sont fréquemment utilisées. Celles-ci, à l'aide d'un point précis, le centre articulaire, sont en mesure de fournir de l'information, en autres, sur les forces, les moments et les puissances générés à la hanche, au genou et à la cheville. Elles assurent aussi une meilleure compréhension de l'interaction entre les segments corporels et elles procurent de l'information impossible à percevoir par des observations visuelles. Même si l'arthroplastie de la hanche est une intervention chirurgicale couronnée de succès, la reconstruction anatomique parfaite n'est pas toujours réussie¹⁰⁴⁻¹⁰⁶. En effet, une modification des paramètres orthopédiques entraîne un changement de la géométrie de la hanche et des bras de leviers musculaires associés. De plus, à la suite de l'intervention chirurgicale, l'emplacement tridimensionnel (3D) du centre articulaire de la hanche (CAH) est substantiellement altéré, ce qui a un impact majeur lors des analyses biomécaniques diminuant ainsi la validité des paramètres calculés. Par conséquent, cette situation a mené au développement et à l'utilisation d'une nouvelle approche pour déterminer l'emplacement exact du CAH et pouvant être utilisée chez des patients avec des prothèses de hanche. Dans ce

chapitre, les paramètres orthopédiques ainsi que les approches prédictive et fonctionnelle, permettant de déterminer l'emplacement 3D du CAH, seront présentés.

4.1 Les paramètres orthopédiques

Dans le but de minimiser les disparités entre les deux hanches à la suite d'une arthroplastie, des renseignements sur leur géométrie sont pris en considération. Concrètement, à partir des radiographies prises dans le plan frontal, les valeurs des paramètres orthopédiques (l'*offset* fémoral, la longueur de jambe, le centre de rotation horizontal et le centre de rotation vertical) de la jambe saine sont mesurées avant l'opération et servent de guide lors de l'intervention chirurgicale. En réalité, la biomécanique de la hanche opérée est restaurée en fonction de celle de la jambe saine. Alors, une modification des paramètres orthopédiques a une influence directe sur la géométrie de la hanche opérée. Dans un premier temps, un changement au niveau de l'*offset* fémoral (la distance perpendiculaire entre une ligne verticale passant dans le canal médullaire du fémur et le centre articulaire (Figure 4a) et le centre de rotation horizontal (la distance entre le centre de rotation vertical et le sourcil cotyloïdien (Figure 4c)) ont un impact dans le plan frontal et plus précisément sur les bras de leviers des muscles abducteurs de la hanche. Des études ont démontré que l'*offset* fémoral était étroitement lié à la capacité des muscles abducteurs de la hanche à générer de la force^{8, 107, 108}. En effet, à la suite

de l'intervention chirurgicale, si les muscles abducteurs sont raccourcis ou allongés, la liaison entre les filaments d'actine et de myosine entraînera une diminution de la production de force lors de la contraction musculaire¹⁰⁹. Dans un deuxième temps, dans le plan sagittal, une inégalité significative de la longueur des jambes (la distance perpendiculaire entre une ligne reliant les petits trochanters et les sourcils cotyloïdiens (Figure 4b)) ainsi qu'une altération de la position du centre de rotation vertical (la distance entre le centre articulaire de la hanche et le sourcil cotyloïdien (Figure 4d)) peuvent avoir un impact sur les bras de leviers des muscles fléchisseurs de la hanche. En plus d'avoir des conséquences sur les bras de levier musculaires et donc, sur la production de force. De plus, un changement au niveau des paramètres orthopédiques provoque des répercussions sur la géométrie de la hanche et par le fait même sur l'emplacement 3D du CAH de la jambe opérée. Une modification de l'emplacement 3D du CAH affecte la dynamique de la hanche en ayant un impact sur les calculs des forces, des moments et des puissances générés à cette articulation.

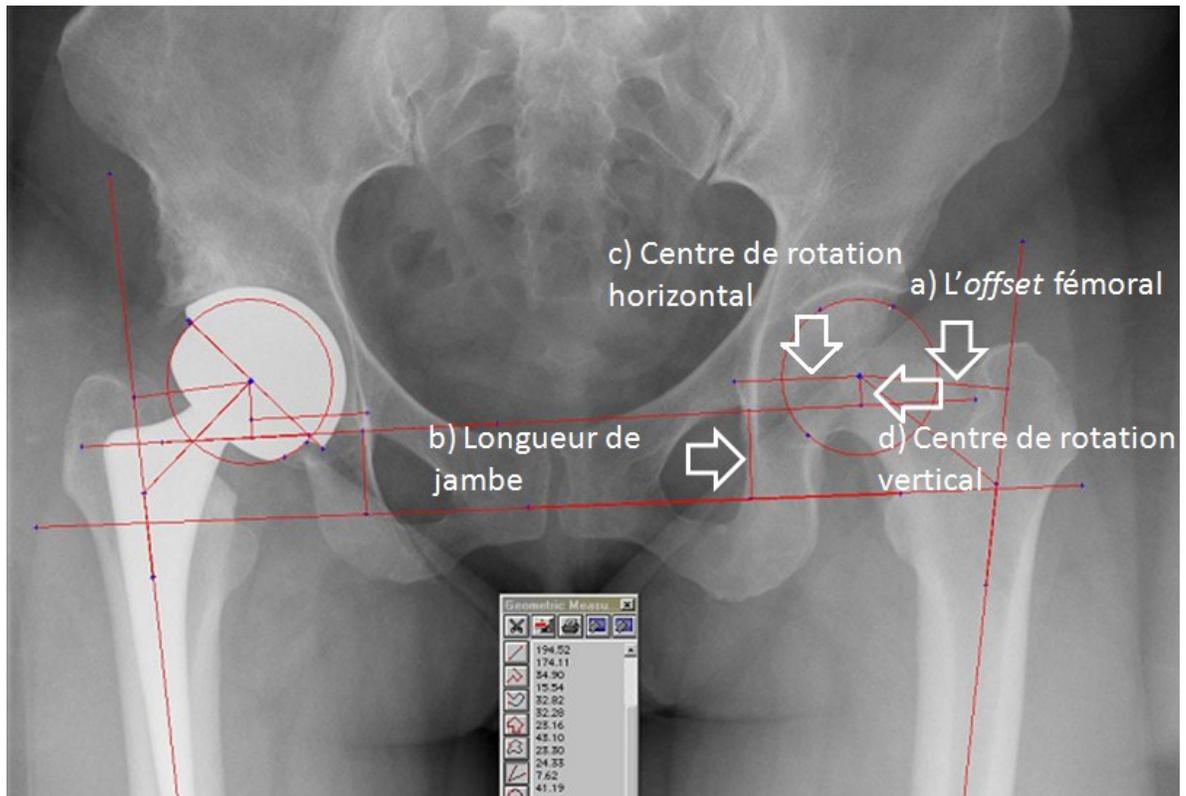


Figure 4: Mesures radiographiques a) *Offset* fémoral b) Inégalité de la longueur de jambe c) Centre de rotation horizontal d) Centre de rotation vertical.

En plus d'une meilleure compréhension des mécanismes sous-jacents à la marche, les analyses biomécaniques sont souvent utilisées afin de comparer les valeurs des sujets pathologiques à celles des sujets sains. Au cours de ces analyses, les paramètres cinématiques et cinétiques sont calculés à partir d'un point précis, soit le centre articulaire^{13, 110, 111}. Ce centre articulaire est défini comme étant le point de rotation autour duquel le mouvement s'effectue. Plus précisément, dans le cas de la hanche, le CAH se retrouve entre les segments de la cuisse et du pelvis^{112, 113}, où le mouvement est accompli. C'est aussi à partir de

cet emplacement que l'axe anatomique du segment de la cuisse, le référentiel de base, est déterminé, d'où son aspect primordial.

En général, étant donné qu'ils sont plus près de la surface de la peau, donc des repères anatomiques osseux, la localisation 3D des centres articulaires de la cheville et du genou sont plus faciles à déterminer que celui de la hanche. En ce qui concerne la cheville, la moitié de la distance entre les deux malléoles donne une bonne estimation de l'emplacement de son centre articulaire¹¹⁴ dans le plan frontal alors que pour le genou, l'utilisation d'un dispositif d'alignement du genou améliore grandement la détermination de son axe de flexion-extension et par le fait même, la localisation de son centre articulaire¹¹⁵. La localisation du CAH s'avère plus ardue car ces hypothèses simplistes sont plus difficilement applicables, d'où le besoin d'élaborer une approche pour le localiser. À ce jour, deux approches coexistent pour déterminer l'emplacement 3D du CAH soit l'approche prédictive et fonctionnelle.

4.1 L'approche prédictive

La première approche développée est l'approche prédictive. À l'aide des systèmes d'analyse du mouvement, elle utilise des données provenant de marqueurs positionnés sur des repères anatomiques (ex. épines iliaques antéro et postéro supérieures). Par la suite, les données relatives à la longueur, la largeur et la

profondeur du pelvis sont insérées dans des équations de régressions linéaires^{110, 116-118} afin de localiser l'emplacement 3D du CAH. Étant donné que cette approche ne prend pas en considération les changements géométriques de la hanche à la suite d'une arthroplastie, elle introduit une erreur de localisation du CAH et par conséquent, un biais au niveau des calculs de moments de force. De plus, tous les modèles utilisés pour déterminer le CAH à partir de l'approche prédictive ont été élaborés à partir de petits groupes (N=25) de sujets sans problème musculo-squelettique. Sans compter que lors de l'application de cette approche, la symétrie des deux jambes (opérée vs non-opérée) est toujours supposée¹¹², ce qui chez des sujets ayant une arthroplastie de la hanche, n'est pas toujours, sinon jamais, le cas. D'après la littérature, l'erreur moyenne sur l'emplacement 3D du CAH lors de l'utilisation de l'approche prédictive est de 25-30mm^{14, 116}. Les résultats obtenus avec l'approche prédictive étaient comparés à ceux des mesures radiographiques, qui sont considérées, encore aujourd'hui, comme la mesure étalon¹¹⁹.

Selon la littérature, l'utilisation de l'approche prédictive semble appropriée pour des sujets sains¹²⁰ et c'est celle qui est majoritairement employée dans les logiciels d'analyse 3D du mouvement. Par contre, chez des patients ayant eu un remplacement articulaire de la hanche, la localisation du CAH est compromise car la géométrie de la hanche ainsi que la symétrie entre les deux jambes (opérée vs non-opérée) ont été modifiées.

4.2 L'approche fonctionnelle

Durant les quinze dernières années, des chercheurs ont élaboré une approche pour déterminer l'emplacement 3D du CAH qui améliore la précision et qui est plus individualisée. L'énoncé de base permettant le développement de l'approche fonctionnelle est que la hanche, une articulation sphéroïde, procure trois degrés de liberté entre le segment du pelvis et celui de la cuisse. Par conséquent, la détermination 3D du CAH s'effectue à l'aide de mouvements relatifs à cette articulation. En fait, pour définir les segments, des marqueurs sont positionnés sur des repères anatomiques tels que le pelvis, la cuisse et le genou. Grâce aux systèmes de capture du mouvement, les données relatives aux trajectoires de ces marqueurs durant des mouvements de flexion, extension, abduction, adduction et circumduction de la hanche sont enregistrées. Par la suite ces données sont incorporées dans un algorithme où, le point autour duquel les mouvements de la cuisse par rapport au pelvis sont exécutés, soit le CAH, est défini¹²¹. Aujourd'hui, plusieurs algorithmes existent afin d'optimiser l'emplacement 3D du CAH. Ils se distinguent majoritairement par la problématique abordée et par l'élaboration des hypothèses de base. Dans le cadre de ce projet, l'algorithme SCoRe, où l'emplacement 3D du CAH est défini dans un repère local où les deux segments (cuisse et pelvis) bougent un par rapport à l'autre a été utilisée.

Selon les études recensées, l'erreur moyenne de localisation est de 8-16 mm¹⁴. Certaines études ont avancé que l'utilisation de l'approche fonctionnelle n'était pas appropriée lorsque l'amplitude de mouvement était restreinte par une maladie articulaire dégénérative^{110, 118} comme par exemple l'OA. Par contre, Piazza et al.¹²⁰ ont démontré que même lorsque l'amplitude de mouvement est restreinte, la précision de la localisation 3D du CAH n'était pas compromise. Donc, cette approche semble être la plus appropriée, surtout chez les sujets présentant une pathologie, car elle augmente la précision de l'emplacement du CAH en minimisant les erreurs sur les paramètres dynamiques de la hanche¹¹³. Cette technique n'a cependant pas été testée pour des patients avec une prothèse de hanche.

Une erreur au niveau de l'emplacement 3D du CAH peut entraîner une propagation d'erreurs sur la cinématique et la cinétique de la hanche^{111, 122}. Les études ont démontré que les erreurs de localisation 3D du CAH ont un impact plus important sur l'analyse de mouvement que les erreurs d'instrumentation ou les erreurs dues aux mouvements des tissus mous^{110, 122}. En effet, une erreur de petite envergure peut avoir un effet significatif sur la cinématique et la cinétique du genou et de la hanche¹²³. Le Tableau 4 rapporte les principaux résultats de Stagni et al.¹¹¹ qui ont analysé l'ampleur de la propagation des erreurs sur la localisation 3D du CAH sur la dynamique de la hanche lors de la marche.

Tableau 4: Les principaux résultats, selon Stagni et al.¹¹¹, suite à une erreur de localisation du centre articulaire de la hanche (CAH).

<u>Erreur de localisation du CAH</u>	<u>Plan</u>	<u>Impact</u>
30 mm (antérieur)	Sagittal (flexion/extension)	-22% sur les moments de force à la hanche
30 mm	Frontal (abduction/adduction)	-15% sur les moments de force à la hanche
30 mm (postérieur)	Sagittal (flexion/extension)	Délai de 25% du cycle de marche lors de la flexion-extension

-CHAPITRE 5-

5. Problématique et objectifs

5.1 Problématique

À la suite d'une arthroplastie de la hanche, des effets bénéfiques sur la qualité de vie, les douleurs et l'amplitude de mouvement articulaire de même que les capacités fonctionnelles sont observés⁶⁴. Même si les études ont démontré que les patients récupèrent rapidement durant les six premiers mois post-opératoires^{6, 7, 9, 70, 71}, une récupération complète n'est cependant jamais atteinte⁶. Effectivement, des déficits au niveau du patron locomoteur perdurent quelques années suivant une arthroplastie de la hanche. Une faiblesse des muscles abducteurs de la hanche, qui a une influence directe sur le contrôle du tronc dans le plan frontal, est le déficit le plus communément observé. En plus, cette faiblesse musculaire a un impact important sur les paramètres cinétiques de la hanche et à des répercussions sur les autres articulations des membres inférieurs. Même si, un programme de réadaptation post-opératoire standardisé en physiothérapie est obligatoire, il ne semble pas suffisant et ne permet pas de rencontrer les exigences des patients plus jeunes qui désirent retourner à un mode de vie actif le plus rapidement possible. Afin de mesurer et de comparer les progrès réalisés en

période post-opératoire, des analyses biomécaniques sont plus appropriées que les données sur la qualité des activités de la vie quotidienne. Elles permettent alors de quantifier de façon plus précise les effets de la réadaptation post-opératoire sur les moments et les puissances musculaires à la suite d'une arthroplastie de la hanche et d'adapter le protocole post-opératoire en conséquence. La validité des valeurs des moments et des puissances musculaires est grandement influencée par le calcul de la position du centre articulaire de la hanche. Dans le cas de patients avec une prothèse de hanche, dont la structure morphologique et le diamètre de la tête fémorale ne sont pas similaires à une hanche intacte, les erreurs sur les valeurs des moments musculaires peuvent être très importantes. Récemment, une nouvelle approche a été élaborée afin d'améliorer la précision lors de la localisation 3D du CAH. Cette nouvelle approche, dite fonctionnelle, en plus d'être individualisée, serait mieux adaptée dans les analyses biomécaniques de sujets présentant des pathologies affectant le système musculo-squelettique.

5.2 Objectifs généraux et spécifiques

L'objectif général de ce travail doctoral est d'évaluer la locomotion chez des patients à la suite d'une arthroplastie de la hanche. Plus spécifiquement, la première étude portera sur l'analyse des compensations du tronc afin de diminuer le chargement articulaire en comparant de la distance entre le centre de masse corporel et le centre articulaire de la hanche opérée à la suite de l'implantation

d'une PTH-GT et d'une prothèse de type RES. Ces résultats seront aussi comparés aux valeurs des sujets sains. Lors de cette première étude, l'hypothèse de départ était que des compensations au niveau du contrôle du tronc, dans les plans frontal et sagittal, persisteraient lors de la locomotion occasionnées, entre autres, par une faiblesse musculaire. Au cours de la deuxième étude, à la suite d'un programme d'exercices péri-opératoires, la symétrie des paramètres biomécaniques des membres inférieurs sur la locomotion chez des patients ayant bénéficié de l'implantation d'une prothèse de la hanche sera caractérisée. L'hypothèse de cette deuxième étude était qu'il y aurait un impact positif au niveau de la symétrie des paramètres biomécaniques entre la jambe opérée et non-opérée lors de la locomotion à la suite d'un programme d'exercices péri-opératoires. Pour terminer, dans le cadre de la troisième étude, deux approches (prédictive et fonctionnelle) permettant de localiser l'emplacement 3D du CAH, seront comparées aux mesures radiographiques chez des patients à la suite d'un remplacement articulaire de la hanche. L'hypothèse de départ de cette troisième étude était que l'utilisation de l'approche fonctionnelle amènerait une meilleure précision de l'emplacement 3D du CAH chez des patients avec une prothèse de hanche étant donné que la morphologie de la prothèse n'est pas exactement celle d'une hanche intacte.

-CHAPITRE 6-

6. Méthodologie générale

6.1 Les critères d'inclusion et d'exclusion

Les patients souffrant d'OA unilatérale de la hanche ont été diagnostiqués et sélectionnés selon le consensus de trois chirurgiens orthopédiques (AR, ML, PAV) comme étant des sujets potentiels pour un remplacement de la hanche et pouvant participer aux différentes études. Les critères d'inclusion et d'exclusion des trois études étaient les mêmes. Outre l'OA à la hanche, les patients souffrant d'autres problèmes musculo-squelettiques aux membres inférieurs ou de problèmes neurologiques (ex: Parkinson) pouvant modifier leur patron locomoteur, étaient exclus des études.

6.2 Les patients

Pour les trois études, des patients souffrant de dégénérescence avancée de la hanche (OA) et ayant été placés sur une liste d'attente ont été rencontrés à la clinique d'orthopédie de l'Hôpital Maisonneuve-Rosemont. Plus spécifiquement, pour la première étude, les patients devaient être admissibles pour recevoir une

PTH-GT ou une prothèse de type RES. Dans cette étude, un total de 35 patients, 12 PTG-GH, 12 RES et 11 sujets sains, ont accepté de prendre part à une évaluation complète de la locomotion au laboratoire de posture et de locomotion du Centre de Réadaptation Marie-Enfant. Au cours des deuxième et troisième études, le même groupe de patients a été utilisé. Lors de ces projets, un total de 24 sujets a débuté le protocole de recherche. Certains sujets ont abandonné l'étude en cours de route pour diverses raisons (N=2 maladie, N=4 horaire trop chargé, N=2 opérés dans un autre hôpital, N=2 difficulté à se déplacer) et trois patients ont été exclus de la deuxième étude car leurs données étaient incomplètes, laissant ainsi 11 patients pour la deuxième étude et 14 patients pour les analyses finales lors de la troisième étude.

6.3 Sujets contrôles

Au cours de la première étude, à la suite d'une arthroplastie de la hanche, les patients étaient comparés à des sujets contrôles sains. Ce groupe de sujets contrôles était composé de sujets en bonne santé générale. En plus de ne pas être atteinte d'OA à la hanche, ils ne devaient pas souffrir d'autres problèmes musculo-squelettiques aux membres inférieurs ou de problèmes neurologiques pouvant affecter leur locomotion. Ces sujets contrôles sains ont été recrutés dans la communauté par le biais de nos institutions.

Au cours des deuxième et troisième études, aucune comparaison avec des sujets contrôles n'était nécessaire.

6.4 Intervention chirurgicale

Dans le cadre des trois études, toutes les interventions chirurgicales ont été effectuées selon une approche postérieure par des chirurgiens orthopédiques expérimentés. L'approche postérieure consiste à faire une incision au niveau de la partie latérale du tenseur du fascia lata, puis le muscle grand fessier est séparé en deux dans le sens des fibres du muscle. Par la suite, une désinsertion des muscles rotateurs externes (piriforme, obturateur interne, jumeau supérieur et inférieur) est effectuée et une incision de la capsule articulaire est pratiquée³⁵. Finalement, une réinsertion des muscles rotateurs internes et une réparation de la capsule articulaire sont pratiquées afin de diminuer le taux de dislocation post-opératoire¹²⁴.

Dans le cadre de la première étude, une PTH-GT avec une tige fémorale en titane non-cimentée CLS Spotorno (Zimmer, Warsaw, USA) ainsi qu'une tête fémorale de large diamètre (MétasulTM) ont été utilisées. En ce qui a trait à la prothèse de type RES, un système de resurfaçage Durom (Zimmer, Warsaw, USA) avec une tête fémorale de large diamètre a été implanté.

Lors des deuxième et troisième études, les mêmes composantes prothétiques ont été utilisées. Par contre, l'objectif principal de ces études n'était pas la comparaison entre les deux types de prothèses.

6.4.1 *Analyses radiographiques*

Les patients ayant participé à la première et la troisième étude ont été soumis à des analyses radiographiques afin de déterminer la qualité de la reconstruction articulaire. En effet, à partir d'un logiciel de mesures anthropométriques (Imagika, Clinical Measurement Corporation, USA) et des radiographies calibrées et standardisées prises en période post-opératoire des paramètres orthopédiques tels que l'*offset* fémoral, l'inégalité de la longueur des jambes, les centres de rotation horizontal et vertical ont été mesurés en millimètres et ce, pour la jambe opérée et la jambe non-opérée. L'*offset* fémoral est défini comme étant la distance perpendiculaire entre la ligne verticale passant dans le canal médullaire du fémur et du centre articulaire de la hanche. L'inégalité de la longueur des jambes est mesurée par la distance perpendiculaire entre une ligne reliant les petits trochanters et les sourcils cotyloïdiens. Le centre de rotation horizontal est la distance entre le centre de rotation vertical et le sourcil cotyloïdien alors que le centre de rotation vertical est défini comme la distance entre le centre articulaire de la hanche et le sourcil cotyloïdien (Figure 11).

6.5 Protocole de réadaptation standardisé

Voir description du protocole de réadaptation standardisée dans le Chapitre 3 à la section 3.1 et dans l'Annexe 1.

6.6 Programme d'exercices spécifiques péri-opératoire

Dans le cadre de la deuxième étude, chaque participant devait compléter à domicile, un programme d'exercice pré (Annexe 2) et post-opératoire (Annexe 3), conçu par un kinésiologue. L'entraînement pré-opératoire débutait entre 8 et 10 semaines avant la chirurgie tandis que l'entraînement post-opératoire commençait entre la 6^e et la 8^e semaine après la chirurgie. Chaque programme d'entraînement, pré et post-opératoire, s'étalait sur 8 semaines, à raison de 3 sessions d'entraînement par semaine. Le programme d'exercices était complété sous supervision d'un kinésiologue à toutes les deux semaines et un suivi téléphonique était fait une fois par semaine. Le programme d'exercices avait une durée d'environ 45 minutes et consistait à effectuer 3 séries de 15 répétitions pour chaque exercice de renforcement musculaire. Le programme d'exercices comprenait aussi une partie cardiovasculaire de 12 minutes à une intensité modérée (marche rapide ou vélo stationnaire) avec une augmentation de 1 minute par semaine pour atteindre 20 minutes à la fin des 8 semaines. Quatre exercices ciblaient spécifiquement le renforcement des muscles de la hanche, soit les

fléchisseurs, les extenseurs, les abducteurs et les adducteurs. De plus, des exercices pour le haut du corps ainsi que pour améliorer la proprioception ont été inclus dans le programme. Tous les exercices ont été faits avec un élastique ou des poids libres. Des exercices d'étirement ont aussi été exécutés afin de maintenir les amplitudes de mouvement des membres inférieurs. Pendant la période pré-opératoire, l'entraînement a été complété tout en respectant les limites des patients, sans augmenter leurs douleurs tandis qu'en période post-opératoire, l'exécution des exercices s'est réalisée avec des encouragements car plusieurs patients appréhendaient la douleur.

6.7 Évaluation de la locomotion, de la force musculaire et du CAH

6.7.1 Instrumentation

Le laboratoire de posture et de locomotion du Centre de Réadaptation Marie-Enfant est équipé de deux plateformes de force AMTI intégrées à un trottoir de marche d'une longueur de 10m et d'un système de huit caméras vidéo.

6.7.2 Locomotion (études 1 et 2)

L'évaluation de la locomotion a été effectuée chez les sujets participant à la première et à la deuxième étude. Pour évaluer la locomotion, les sujets étaient

équipés de 29 marqueurs réfléchissants (14mm de diamètre) apposés sur des repères anatomiques selon le modèle *Plug-in Gait* (Vicon; Oxford Metrics Limited, UK) (voir Annexe 4). Par la suite, les sujets devaient marcher à leur vitesse normale sur un trottoir de marche de 10m de longueur avec deux plateformes de forces intégrées (AMTI; Advanced Mechanical Technology Inc, USA) enregistrant les données à 120 Hz. Pour chaque sujet, trois bons essais étaient collectés et analysés. Les essais étaient considérés comme valides, lorsque que les deux pieds touchaient totalement chacune des deux plateformes de force. Les paramètres spatio-temporels, cinématiques et cinétiques de la cheville, du genou et de la hanche ont été enregistrés à 60 Hz à l'aide des 8 caméras vidéos (Vicon, Oxford Metrics Limited, UK) pour les deux premières études.

6.7.3 Force musculaire (études 1 et 2)

Dans le cadre de la première et de la deuxième étude, la force des muscles abducteurs et adducteurs de la hanche a été évaluée à l'aide d'un dynamomètre manuel (Penny and Giles, UK). Les sujets étaient positionnés en décubitus dorsal et le dynamomètre était appuyé sur la face latérale de la cuisse pour mesurer la force des muscles abducteurs de la hanche et sur la face médiale de la cuisse pour mesure celle des adducteurs de la hanche. Les sujets devaient exercer une contraction musculaire isométrique, contre une résistance appliquée par l'évaluateur, et la maintenir pendant 5 secondes. Dans le cadre de la première

étude, la force des muscles fléchisseurs de la hanche était aussi mesurée. Les sujets étaient assis au bout de la table d'examen, les jambes dans le vide et les genoux fléchis à 90°. Le dynamomètre était appuyé sur la face antérieure de la cuisse. Au cours de la deuxième étude, étant donné qu'il est plus difficile de mesurer la force des muscles fléchisseurs et des extenseurs de la hanche, un dynamomètre isocinétique (KIN-COM, USA) a été utilisé. En décubitus dorsal, les sujets devaient exercer une contraction musculaire isométrique contre le dynamomètre et la maintenir durant 5 secondes. Dans tous les cas, ces tests étaient répétés deux fois avec une minute de repos entre chaque essai et la moyenne était rapportée. Tous les tests ont été effectués bilatéralement ainsi la force musculaire de la jambe opérée a été exprimée en fonction de la jambe non-opérée (jambe opérée/ jambe non-opérée).

6.7.4 Centre articulaire de la hanche (étude 3)

Afin de déterminer l'emplacement 3D du CAH selon les deux approches (prédictive et fonctionnelle) les sujets étaient équipés de 10 marqueurs réfléchissants (14mm de diamètre) sur des repères anatomiques spécifiques tels que les épines iliaques antéro et postéro supérieures, les côtés latéraux de la cuisse et les condyles médiaux et latéraux du genou. Pour déterminer l'emplacement 3D du CAH à l'aide de l'approche prédictive, un essai statique de 5 secondes était réalisé suivant les mêmes instructions (position anatomique) que la radiographie. Ensuite, pour

déterminer l'emplacement 3D du CAH à l'aide de l'approche fonctionnelle, les sujets devaient effectuer trois répétitions du *Star Arc movement* pour chaque jambe, et ce, en maintenant le tronc le plus droit possible. Le *Star Arc movement* consiste en six mouvements de la hanche en commençant avec une flexion, suivie de trois abductions, une extension et se terminant avec une circumduction. Tous ces mouvements devaient être effectués sans douleur, selon une amplitude de mouvement et une vitesse sélectionnée par le sujet.

6.7.5 Les variables

Au cours de la première étude, le ratio de la distance entre le centre de masse corporel (COM) et le centre articulaire de la hanche opérée (HPJC)

$$R_{\text{HPJC-COM}} = \frac{\text{la distance entre le HPJC et COM}}{\text{la distance entre les EIAS}}$$

ainsi que le coefficient de variation de la distance entre le COM et le HPJC

$$CV_{\text{HPJC-COM}} = \frac{|\sigma|}{|\mu|} * 100$$

ont été analysés dans les plans frontal et sagittal. De plus, les ratios de force (jambe opérée/ jambe non-opérée) des fléchisseurs (FR_{FLEX}), abducteurs (FR_{ABD}) et adducteurs (FR_{ADD}) de la hanche ont aussi été analysés.

Lors de la deuxième étude, les résultats du WOMAC, les paramètres spatio-temporels, la force des muscles de la hanche (fléchisseurs, extenseurs, abducteurs et adducteurs), les forces de réaction (pics FZ1, FZ2, AP1, AP2), la puissance musculaire à la hanche (bouffées H1, H2, H3), au genou (bouffées K1, K2, K3, K4) et à la cheville (bouffées A1, A2) ainsi que le travail musculaire calculé à partir de l'aire sous la courbe (Méthode de Simpson) de la puissance des articulations de la hanche, du genou et de la cheville ont été analysés pour les périodes pré et post-opératoires. De plus, les ratios (jambe opérée/jambe non-opérée) ont été analysés pour la forces des muscles de la hanche, FZ1, FZ2, AP1, AP2, H1, H2, H3, K1, K2, K3, K4, A1, A2 ainsi que pour le travail musculaire. (voir Annexe 5)

Finalement, à la troisième étude, la distance entre le centre articulaire de la hanche et le milieu du pelvis (HJC_d) a été mesurée sur les radiographies, pour l'approche prédictive et fonctionnelle. De plus, l'erreur de localisation de la distance entre le centre articulaire de la hanche et le milieu du pelvis (HJC_{LE}) soit la différence entre la mesure des valeurs radiographiques et celles de l'approche prédictive (valeurs radiographiques – valeurs approche prédictive) et fonctionnelle (valeurs radiographiques – valeurs approche fonctionnelle) a aussi été analysée.

6.7.5 Statistiques

Les analyses statistiques de toutes les études ont été réalisées à l'aide du logiciel SPSS 17.0 (SPSS Inc, USA.). Pour la première et la deuxième études, les données sociodémographiques (âge, poids, taille, indice de masse corporelle) ont été analysées en utilisant une analyse de variance (ANOVA). De plus, lors de la première étude un test de Chi-Carré a été réalisé pour le genre. Toujours lors de la première étude, les ratios ($R_{\text{HPJC-COM}}$) et les coefficients ($CV_{\text{HPJC-COM}}$) ont été analysés grâce à des ANOVAs alors que les relations entre les ratios de la force des muscles de la hanche (FR_{FLEX} , FR_{ABD} , FR_{ADD}) et les mesures radiographiques (l'*offset* fémoral, la longueur de jambe, le centre de rotation horizontal et vertical) ont été analysées à l'aide de corrélation de Pearson. Durant la deuxième étude, des ANOVAs bidirectionnelles ont été utilisées pour tous les paramètres (spatio-temporels, WOMAC, force musculaire et les paramètres de la puissance musculaire et du travail musculaire alors que des ANOVAs ont été utilisées pour tous les ratios. Dans le cadre de la troisième étude, des ANOVAs bidirectionnelles ont été utilisées pour le HJC_d et HJC_{LE} . Pour tous les tests statistiques, le niveau de signification était sélectionné à $P < 0.05$.

Tableau 5: Résumé des trois études de ce projet doctoral.

	<u>Objectif</u>	<u>Patients</u>	<u>Tâches</u>	<u>Variabes</u>
Étude #1	Comparaison du contrôle du tronc entre PTH-GH, RES et sujets sains	N=35 (12 PTH-GH, 12 RES, 11 sujets sains)	Marche Tests de force musculaire	Données sociodémographiques Paramètres spatio-temporels $R_{HPJC-COM}$ $CV_{HPJC-COM}$ FR_{FLEX} , FR_{ABD} , FR_{ADD}
Étude #2	Caractérisation de la symétrie des membres inférieurs pré et post-opératoire	N=11 patients avec prothèse	Marche Tests de force musculaire	Données sociodémographiques Paramètres spatio-temporels WOMAC FZ1, FZ2 AP1, AP2 H1, H2, H3 K1, K2, K3, K4 A1, A2 et puissance musculaire
Étude #3	Comparaison de l'approche prédictive et fonctionnelle avec les mesures radiographiques	N=14 patients avec prothèse		HJC_d HJC_{LE}

-CHAPITRE 7-

7. Article 1: Center of mass compensation during gait in hip arthroplasty patients: Comparison between large diameter head total hip arthroplasty and hip resurfacing

Vicky Bouffard^{1, 2}, Julie Nantel^{1, 2}, Marc Therrien¹, Pascal-André Vendittoli^{3, 4},
Martin Lavigne^{3, 4}, François Prince^{1, 2, 4}

¹Gait and Posture Laboratory, Marie Enfant Rehabilitation Center, Montreal, Qc, Canada

²Department of Kinesiology, University of Montreal, Montreal, Qc, Canada

³Orthopaedics Service, Division of Orthopaedic Surgery Maisonneuve – Rosemont Hospital, Montreal, Qc, Canada

⁴Departement of Surgery, Faculty of Medicine, University of Montreal, Montreal, Qc, Canada

Publié dans *Rehabilitation Research and Practice*

Volume 2011 (2011), Article ID 586412, 9 pages

doi: 10.1155/2011/586412

ABSTRACT

Objective: To compare center of mass (COM) compensation in the frontal and sagittal plane during gait in patients with large diameter head total hip arthroplasty (LDH-THA) and hip resurfacing (HR).

Design: Observational study.

Setting: Outpatient biomechanical laboratory.

Participants: Two groups of 12 patients with LDH-THA and HR recruited from a larger randomized study and 11 healthy controls.

Interventions: Not applicable.

Main outcomes measures: To compare the distance between the hip prosthetic joint center (HPJC) and the COM. The ratio ($R_{\text{HPJC-COM}}$) and the variability ($CV_{\text{HPJC-COM}}$) were compared between groups. Hip flexor, abductor and adductor muscle strength were also correlated between groups while radiographic measurements were correlated with the outcome measures.

Results: In the frontal plane, HR show less variability than healthy controls at push-off and toe off and $R_{\text{HPJC-COM}}$ is correlated with the muscle strength ratios of the abductors (FR_{ABD}) at heel contact, maximal weight acceptance and mid stance. In the sagittal plane, LDH-THA has a higher $R_{\text{HPJC-COM}}$ than healthy controls at push-off and $CV_{\text{HPJC-COM}}$ is significantly correlated with FR_{FLEX} .

Conclusions: One year post surgery, both groups of patients, LDH-THA and HR, demonstrate minor compensations at some specific instant of the gait cycle, in both the frontal and sagittal planes. However, their locomotion pattern is similar to the healthy controls.

Key Words: Gait, biomechanics, hip arthroplasty, hip resurfacing, kinetics, kinematics, center of mass

7.1 Introduction

Hip arthroplasty has become a standard procedure¹²⁴⁻¹²⁶ to improve quality of life¹²⁷, restore physical capacities, relieve patients from pain^{64, 128}, provide better hip function^{64, 129} and stability⁷⁰. Since younger patients are now more frequently affected by osteoarthritis (OA)¹³⁰, expectations of outcome after hip arthroplasty have changed. Indeed, patients not only want to get back to their daily living activities but also wish to return to a high level of physical activity¹³¹, as soon as possible.

The techniques available to treat the young patients with advanced OA, include, among others, total hip arthroplasty (THA) and hip resurfacing (HR). During THA procedure, a stem is inserted in the femoral canal while the femoral head and neck are resected and replaced by a femoral head of 28 mm diameter, articulating with a cup inserted in the acetabulum cavity (Figure 5a). Over the years, THA has proved its worthiness and is now recognized as an effective, reproducible and frequently used therapeutic option^{36, 37, 132}. As for HR technique, the femoral head and acetabulum are shaped and covered with implants, using a large diameter femoral head size. This technique preserved more bone and become advantageous³⁷ (Figure 5b). More recently, a variation of THA has been used with a large diameter femoral head (LDH-THA) leaving the presence of a femoral stem the only anatomical difference between the two types of prosthesis (Figure 5c). Both types

of implants, LDH-THA and HR, are felt to provide a better clinical function compared to THA^{7, 41} because of the more anatomic femoral head that provides better hip range of motion and joint stability⁹⁸. However, during total hip arthroplasty, THA and LDH-THA, the resection of bone and the insertion of a femoral stem make the reconstruction of hip biomechanical parameters hard to achieve¹³³. The preservation of bone during HR leads to a better conservation of hip biomechanics and therefore of hip moments and muscular strength^{134, 135}. This major difference between LDH-THA and HR may lead to impairment due to the type of prosthesis implanted.

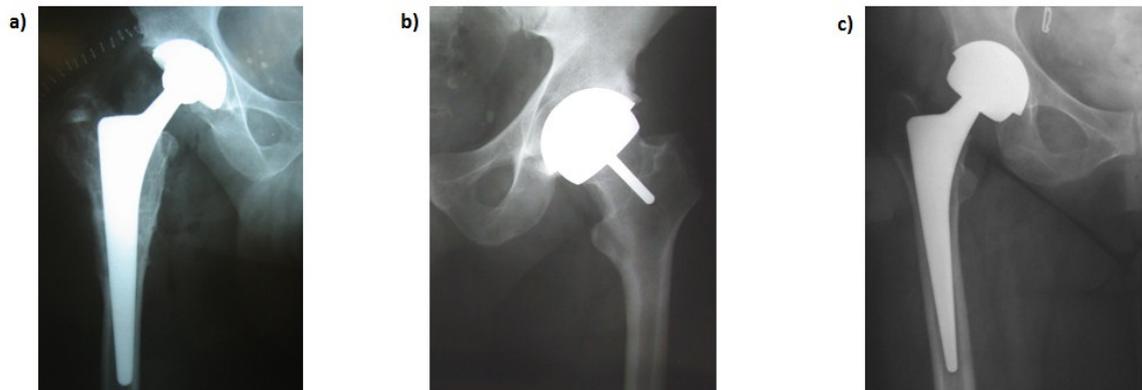


Figure 5: Prostheses evaluation in this study a) Total hip arthroplasty (THA) b) Hip resurfacing arthroplasty (HR) c) Large diameter femoral head total hip arthroplasty (LDH-THA).

After THA, pain is usually relieved and the range of motion improved, but normal activities may still be compromised in some patients⁶⁴. An asymmetry in kinematics and kinetics during gait in patients with hip arthroplasty are to be expected⁷⁰. Previous studies have reported that hip abductor muscles of patients undergoing

THA generate less strength compared to those of healthy subjects^{4-6, 74, 107, 128} and may explain the smaller hip abductor moment after THA⁷ or limping during gait⁶⁴. Furthermore, a decrease in hip abductor mechanical power⁷⁰ may also be responsible for trunk compensation⁶ and abnormal gait pattern⁷ in the frontal plane after THA. In the sagittal plane, a diminution in hip extension amplitude during late stance phase^{9, 72}, a decrease in the hip flexor and extensor moments⁷² and a decrease in the work developed at the hip during push-off⁷⁰ can lead to gait impairment. Moreover, hip extensor muscle weakness may lead to disabilities during activities such as climbing stairs or rising from a chair⁶⁴. The production of moment of force depends on muscle strength and moment arm lever. Patients undergoing hip arthroplasty have both these factors affecting the magnitude of the moment of force. Their muscle strength is modified by the pre-operative conditions and post-operative rehabilitation while their moment arm lever is also modified by the surgery which may contribute to altered gait pattern in both frontal and sagittal planes.

Even if patients recover mostly within the first three to six months after THA¹²⁷, complete recovery is likely never achieved⁶ and patients have difficulty regaining normal walking patterns for several years after the surgery^{6, 74, 128}. However, this new design of hip prosthesis may enhance gait pattern. Therefore, the purpose of this study is to compare COM position, with respect to HJC, during gait in frontal and sagittal plane in patients with LDH-THA and HR at 12 months post-op.

7.2 Material and Methods

Patients

Patients with advanced hip joint degeneration were screened at the orthopaedic clinic of Maisonneuve-Rosemont Hospital, they were candidates for either, LDH-THA or HR. Among volunteers recruited from a larger randomized study⁷⁵, patients with unilateral hip OA and who had no other lower limb affectations nor neuromuscular diseases that may interfere in their gait pattern, were selected for the study. A total of 35 individuals, divided into three groups (12 LDH-THA, 12 HR and 11 healthy controls) participated in this study. Patients and external evaluators were blinded, with regards to type of arthroplasty, until one year after surgery. The healthy control subjects were recruited from the community through our institution. The project was approved by both the institutional research ethics and scientific committees. All participants were informed about the study and gave their written consent.

All hip replacements were performed by three surgeons from the same hospital and the posterior approach³⁵ was used for all interventions. During the HR procedures, a Durom hip resurfacing system with a large femoral head (Zimmer, USA) was used. For the LDH-THA group, CLS Sportono (Zimmer, USA) titanium uncemented prosthesis with a large femoral head was inserted. Restoration of

biomechanics of the affected hip was performed based on pre-operative template using the opposite side as a reference and by using intra-operative bony landmarks.

Radiographic analysis

Standardized post-operative radiographs were taken. Antero-posterior radiographs of the pelvis were taken with the legs positioned at 15° of internal rotation. The radiographs were rejected if the coccyx was not centered on the pubic symphysis and located proximally within 2 to 4 cm to ensure proper positioning of the pelvis in both frontal and sagittal planes. The radiographs were scanned (VIDAR VXR-12, USA) and analysed using Imagika software (Clinical Measurement Corporation, USA). The horizontal (H_{COR}) and vertical (V_{COR}) center of rotation of the prosthetic hip joint, the femoral offset (F_{OFFSET}) and leg length (LL) inequality were measured for the replaced and contralateral hip (Figure 6)¹³⁶. The H_{COR} is the distance between the V_{COR} line and the radiographic teardrop. The V_{COR} is defined by the perpendicular distance from the center of rotation of the hip to the inter teardrop line. The F_{OFFSET} is the length of a line connecting the hip joint center and perpendicular to an extension of the femoral shaft line. Finally, the LL is the length of a line perpendicular and connecting to the inter- teardrops line and the inter- lesser trochanter line. All distances were measured in mm.

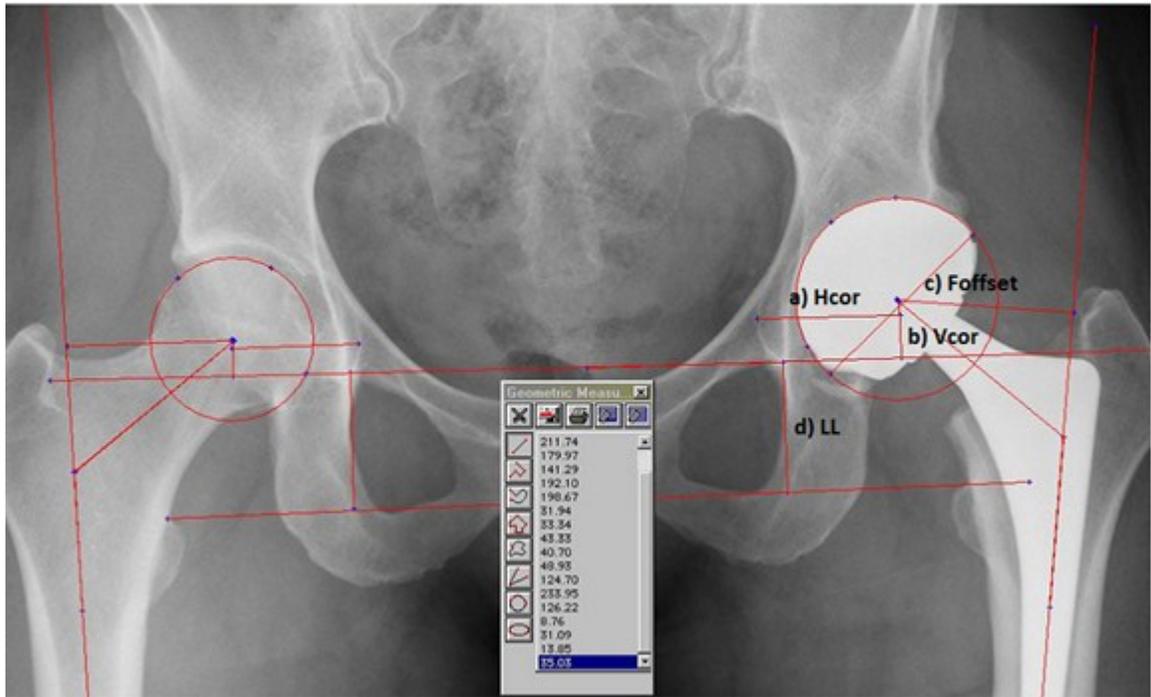


Figure 6: Radiographic measurement a) Horizontal center of rotation (H_{COR}) b) Vertical center of rotation (V_{COR}) c) Femoral offset (F_{OFFSET}) d) Leg length (LL).

Task

Subjects were asked to walk at their normal speed on a 10 meter walkway with two embedded force platforms (Advanced Mechanical Technology Inc., USA) recording at 120Hz. Three gait cycles were collected for each subject, 12 months post-operatively. Trials were included when both feet made full contact on each of the two force platforms. A sufficient resting period was given between trials to avoid fatigue. Subjects were tested barefoot, wearing shorts and t-shirt. Twenty-nine 14-mm diameter reflective markers were positioned on bony landmarks to define body segments using Vicon Plug-in-Gait model¹³⁷. Spatio-temporals, kinetics and

kinematics were recorded, at 60Hz, by an 8 cameras Vicon system (Oxford Metrics Limited, UK).

The COM position was calculated from marker positions and anthropometric tables¹³⁸ while the distance (in mm) between HPJC and COM was calculated in both, frontal and sagittal planes. Distances were normalized by the inter- anterior superior iliac spine (ASIS) distance which was measured with the Vicon workstation software from markers positions. For each individual, the ratio ($R_{\text{HPJC-COM}}$) was determined as the distance between HPJC- COM / inter-ASIS distance (Figure 7) for both the frontal and sagittal plane. The coefficient of variation ($CV_{\text{HPJC-COM}}$) of the distance between HPJC and COM was also calculated¹³⁹. The method used to calculate the $CV_{\text{HPJC-COM}}$ was:

$$CV_{\text{HPJC-COM}} = \sigma/\mu *|100| \quad \text{equation 1}$$

where σ is the standard deviation and μ the mean of the HPJC-COM distance. Data were calculated at five specific instants of the gait cycle, extracted from vertical ground reaction forces: 1) heel contact 2) maximum weight acceptance 3) mid-stance 4) push-off 5) toe-off (Figure 8).

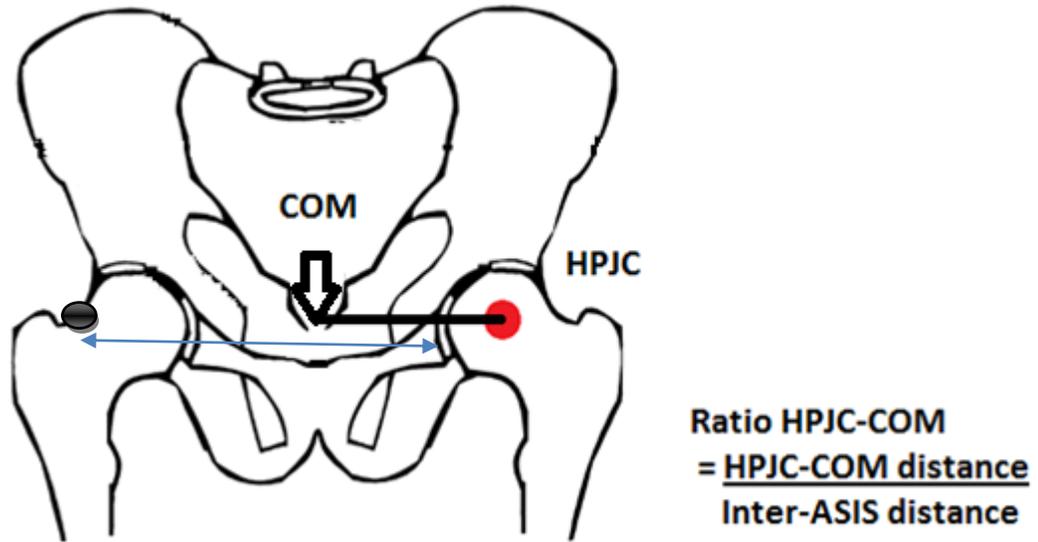


Figure 7: Illustration for the ratio of the hip prosthetic joint center and the center of mass ($R_{\text{HPJC-COM}}$) in the frontal plane.

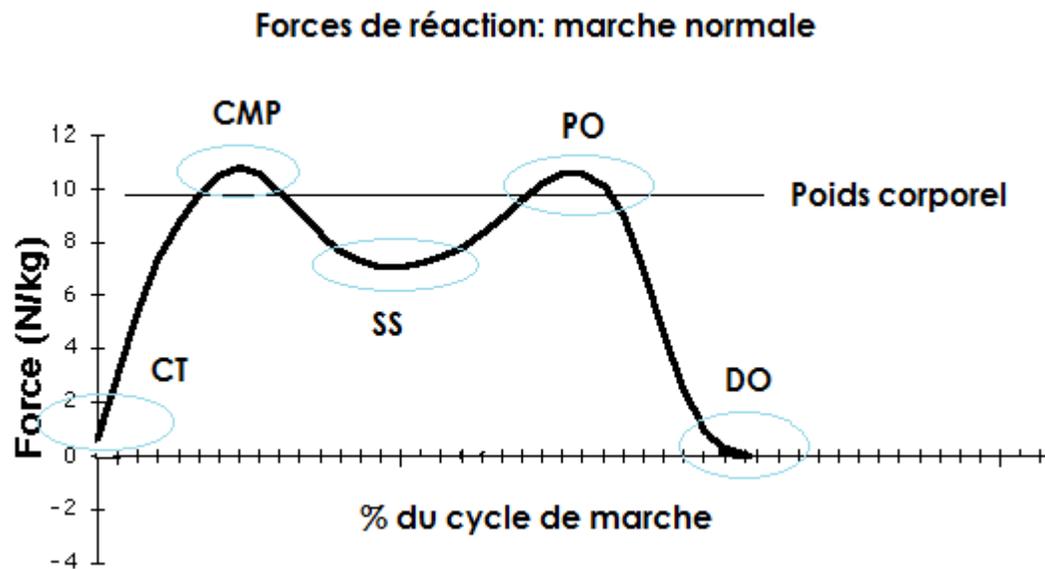


Figure 8: Vertical ground reaction forces during normal gait. Heel contact (HC), Maximal weight acceptance (MWA), Mid stance (MS), Push off (PO), Toe off (TO).

Hip abductor, adductor and flexor muscle strength of both sides was tested. For the hip flexor muscle, the patient was seated¹⁴⁰ while for the hip abductor and adductor muscle the patient was lying on an examination table¹⁴¹. A Penny and Giles hand held dynamometer (Penny and Giles, UK) was used. The test was repeated twice for each muscle with a resting period of a minute. The average peak force generated in Newtons was expressed as the % of the peak force generated of the sound limb and for the healthy controls, the left limb was expressed relative to the right limb (FR_{ABD} , FR_{ADD} and FR_{FLEX}).

Statistical analysis

All statistical analyses were performed using SPSS 17.0 (SPSS Inc., USA). The socio demographic (age, weight, height, BMI) and spatio-temporal data were analysed using one-way analysis of variance (ANOVA). Chi-square test was used for gender. The $R_{HPJC-COM}$ and $CV_{HPJC-COM}$ were analyzed using a one-way ANOVA. The results were then further analyzed if necessary, with Tukey post-hoc test. For non-normality distributed data, as required, results were analyzed with a Kruskal-Wallis test. In the frontal plane, Pearson correlations were calculated between the parameters evaluated $R_{HPJC-COM}$ and $CV_{HPJC-COM}$ and the F_{OFFSET} , H_{COR} , FR_{ABD} and FR_{ADD} , while in the sagittal plane, correlations were made between $R_{HPJC-COM}$ and $CV_{HPJC-COM}$ and V_{COR} , LL and FR_{FLEX} . Correlations included both groups, LDH-THA and HR. Significant difference was set at $p < 0.05$.

7.3 Results

No difference was observed between the three groups for the socio demographic data (Table 6).

	<u>Age</u> <u>(y)</u>	<u>Gender</u>	<u>Height</u> <u>(m)</u>	<u>Weight</u> <u>(kg)</u>	<u>BMI</u> <u>(kg/m²)</u>
<i>LDH-THA</i>	50.8 (6.1)	7M/5F	1.68 (0.04)	75.3 (15.3)	26.7 (4.7)
<i>HR</i>	52.8 (6.7)	6M/6F	1.67 (0.08)	74.1 (15.4)	26.3 (3.8)
<i>Healthy controls</i>	45.7 (8.2)	4M/7F	1.67 (0.09)	73.5 (11.3)	26.3 (3.0)

Table 6: Mean (SD) of the sociodemographic data for the large diameter head total hip arthroplasty (LDH-THA), hip resurfacing (HR) and healthy controls subjects

Statistical difference was found for the spatio-temporal data (Table 7). The healthy controls showed a significantly slower cadence compared to LDH-THA ($P = 0.00$) and HR ($P = 0.04$) group. Healthy controls also showed a reduced walking speed compared to LDH-THA ($P = 0.02$) group.

	<u>Cadence</u> <u>(step/ min)</u>	<u>Velocity</u> <u>(m/s)</u>	<u>Step length</u> <u>(m)</u>
<i>LDH-THA</i>	128.88 (8.33)	1.51 (0.20)	1.40 (0.13)
<i>HR</i>	125.21 (7.26)	1.41 (0.17)	1.35 (0.13)
<i>Healthy controls</i>	117.00 ** (7.39)	1.31 * (0.15)	1.34 (0.13)

Table 7: Mean (SD) of the spacio-temporal data for the large diameter head total hip arthroplasty (LDH-THA), hip resurfacing (HR) and healthy controls subjects. * Statistical significance between healthy controls and LDH-THA. ** Statistical significance between healthy controls and both LDH-THA and HR.

Frontal plane analysis

No statistical difference was found for the $R_{\text{HPJC-COM}}$ between the three groups (Figure 9).

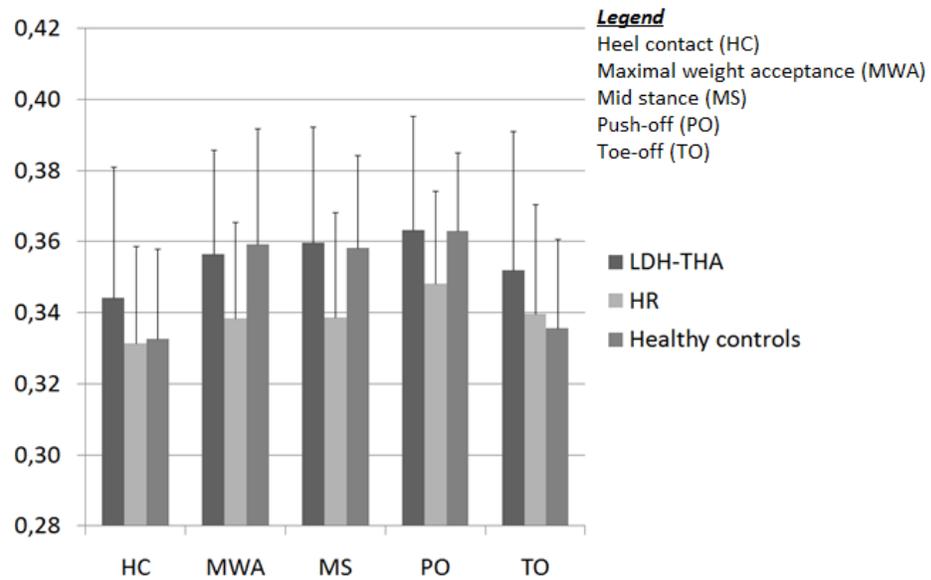


Figure 9: Mean ratio of the hip prosthetic joint center and the center of mass ($R_{\text{HPJC-COM}}$) in the frontal plane for large diameter head total hip arthroplasty (LDH-THA), hip resurfacing (HR) and healthy controls at five instants of the gait cycle.

A statistical difference was found for the $CV_{\text{HPJC-COM}}$ in HR patients compared to healthy controls at push-off ($P = 0.05$) and toe-off ($P = 0.02$). Patients undergoing HR tended to show less variability than healthy controls (Figure 10).

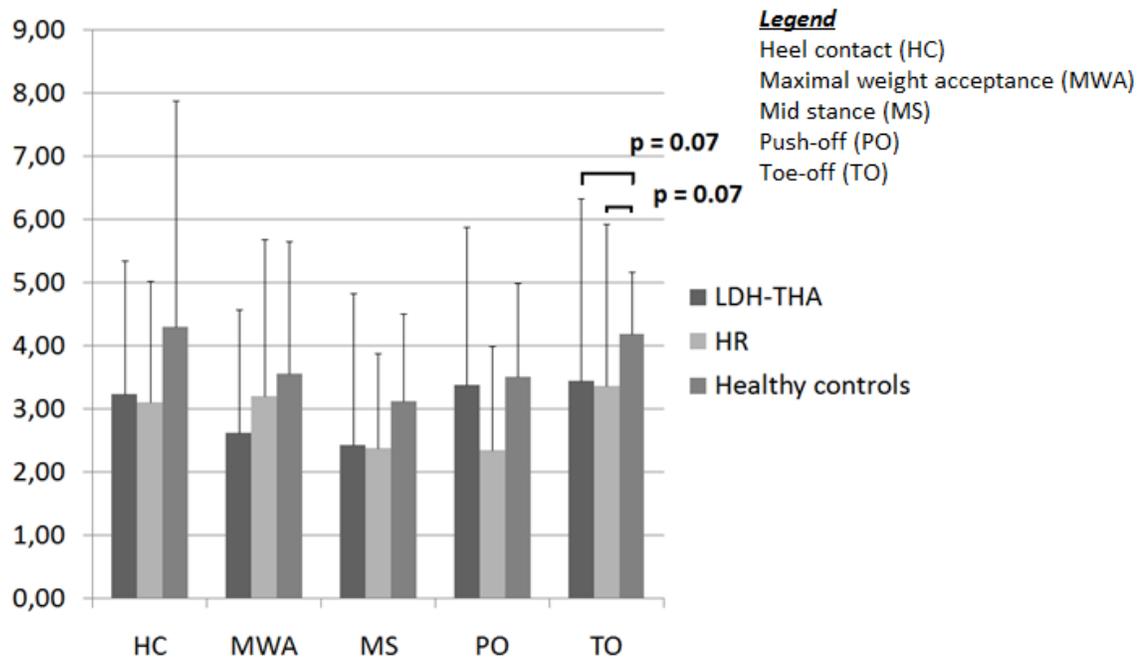


Figure 10: Mean coefficient of variation of the hip prosthetic joint center and the center of mass ($CV_{HPJC-COM}$) in the frontal plane for large diameter head total hip arthroplasty (LDH-THA), hip resurfacing (HR) and healthy controls at five instants of the gait cycle.

Sagittal plane

A statistical difference was found for the $R_{HPJC-COM}$ for the LDH-THA patients compared to healthy controls at push-off ($P = 0.02$). LDH-THA patients seem to increase their HPJC-COM moment lever arm by bending their trunk forward (Figure 11).

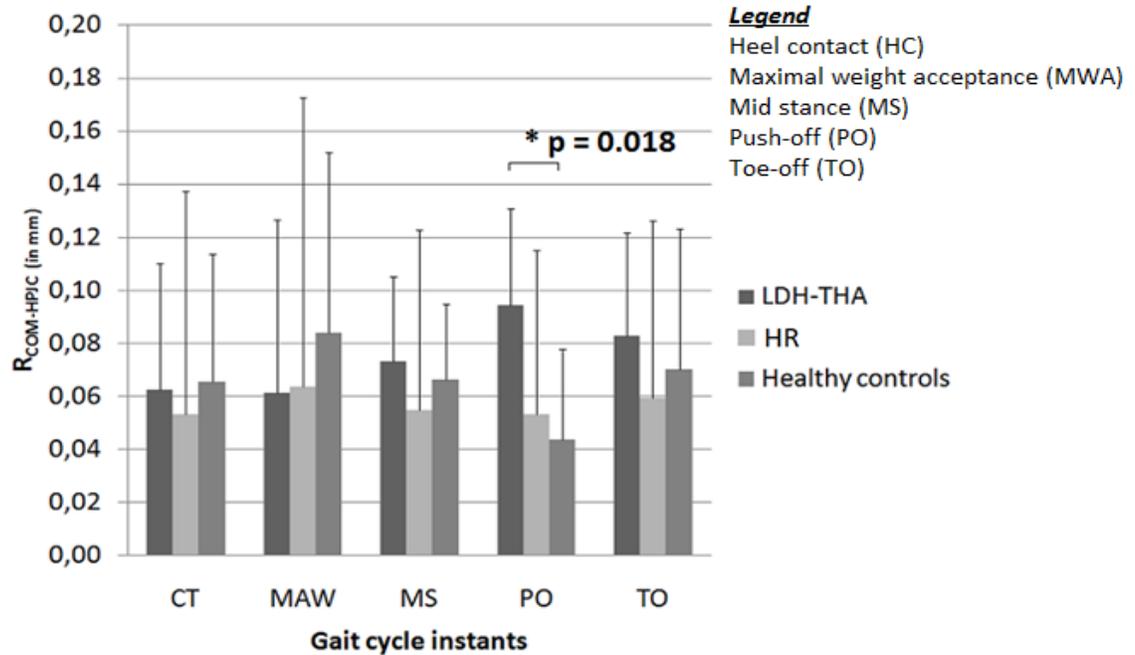


Figure 11: Mean ratio of the hip prosthetic joint center and the center of mass ($R_{\text{HPJC-COM}}$) in the sagittal plane for large diameter head total hip arthroplasty (LDH-THA), hip resurfacing (HR) and healthy controls at five instants of the gait cycle.

No statistical difference was found between the three groups for the $CV_{\text{HPJC-COM}}$ (Figure 12).

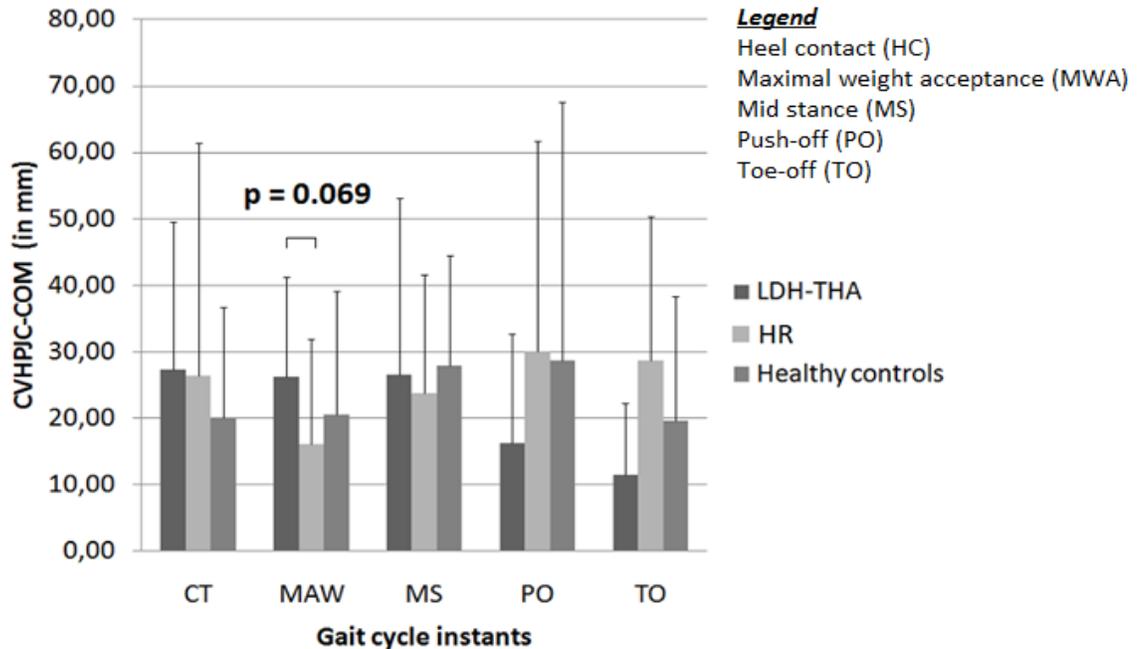


Figure 12: Mean coefficient of variation of the hip prosthetic joint center and the center of mass ($CV_{HPJC-COM}$) in the sagittal plane for large diameter head total hip arthroplasty (LDH-THA), hip resurfacing (HR) and healthy controls at five instants of the gait cycle.

Correlations

In the frontal plane, no correlation was found between the $R_{COM-HPJC}$ and the radiographic measurements (F_{OFFSET} , H_{COR}). On the other hand, correlations were found between the $R_{COM-HPJC}$ and the FR_{ABD} at heel contact ($P = 0.04$), maximum weight acceptance ($P = 0.04$) and mid stance ($P = 0.02$). No correlation was found for the $CV_{HPJC-COM}$ (Table 8). In the sagittal plane, no correlation was found for the $R_{COM-HPJC}$ and the radiographic measurements (V_{COR} , LL) and the force ratio

(FR_{FLEX}). However, a correlation was found for the $CV_{HPJC-COM}$ and the FR_{FLEX} at MWA ($P = 0.00$) (Table 9).

	<u>FR_{ADD}</u>		<u>FR_{ABD}</u>	
	<i>Pearson coefficient</i>	<i>P</i>	<i>Person coefficient</i>	<i>P</i>
HC	0.211	0.358	-0.456	0.038*
MWA	0.145	0.530	-0.459	0.036*
MS	0.040	0.863	-0.493	0.023*
PO	0.145	0.532	-0.359	0.110
TO	0.127	0.582	-0.296	0.192

Table 8: Correlations between the ration of the hip prosthetic joint center and the center of mass ($R_{HPJC-COM}$) and the force ratio in the frontal plane. * Statistical significance.

	<u>FR_{FLEX}</u>	
	<i>Pearson coefficient</i>	<i>P</i>
HC	-0.307	0.175
MWA	0.604	0.004*
MS	0.085	0.713
PO	-0.193	0.402
TO	-0.366	0.102

Table 9: Correlations between the coefficient of variation of the hip prosthetic joint center and the center of mass ($CV_{HPJC-COM}$) and the force ratio in the sagittal plane. * Statistical significance.

7.4 Discussion

Lavigne et al.,⁷⁵ using different outcome measures such as questionnaires (WOMAC, SF-36, Merle D'Aubigné), postural balance tests (total path length of center of pressure), spatio-temporal analysis (velocity, cadence, step length) and functional tests (Functional Reach, Time Up and Go, hip flexors and abductors strength, step and hop tests) were not able to demonstrate a clinical benefit of HR over LDH-THA.

Using a selected subgroup of patients from this study, the aim of the present study was to determine if the presence of a femoral stem combine to the loss of bone in LDH-THA have an impact on COM position, with respect to HJC, during gait at 12 months post-surgery compared to HR. Data from LDH-THA and HR patients were also compared to a healthy controls group.

The statistical analysis showed no difference in socio demographic data while a statistical difference was found in some spatio-temporal parameters. Particularly, LDH-THA and HR patients of this study showed a higher cadence compared to healthy controls, while LDH-THA patients walked with a greater velocity when compared to healthy controls. In previous studies, patients undergoing THA were walking slower than healthy controls^{6, 7, 9, 70, 142}. Other studies, which compared THA and HR, showed that THA were walking slower compared to HR^{7, 143}. In the

present study, the more anatomical head used in LDH-THA patients' might have improved biomechanical reconstruction that provides better stability and hip range of motion and explains the faster walking velocity found in this group⁷⁵. The indications for the walking task were the same for all subjects. Trials were done at a self selected speed. After LDH-THA and HR, patients might want to perform during gait experimentation to prove they have completely recovered from their surgical intervention.

$R_{HPJC-COM}$ and $CV_{HPJC-COM}$ in the frontal plane

In order to maintain pelvic equilibrium, agonist and antagonist muscles must generate an equal net moment¹⁴⁴. One way to compensate for weaker muscle strength may be to shift the body COM toward the hip prosthesis joint center. This strategy implies a reduction of the moment arm lever, which consequently causes a decrease in the magnitude of the hip muscle strength¹⁰⁷ needed to ensure pelvis stability. Contrariwise, an increase of the muscular strength is needed to maintain the pelvic in equilibrium when a longer moment arm lever is created. This higher muscular demand leads to muscular fatigue that could impair the gait pattern compared to the healthy controls.

During walking, the proper function of hip muscles is mandatory to maintain stability of the head-arm-trunk (HAT) segment. In the frontal plane, this role is

achieved by the abductor muscles¹³⁸. Although, hip arthroplasty has become one of the most successful orthopaedic procedures¹²⁴⁻¹²⁶ impairments such as abductor muscles weakness^{6, 107, 108} may persist after THA. This impairment could interfere during gait and lead to trunk compensations^{6, 74, 145} in the frontal plane^{6, 7}. In the present study, no statistical difference was found between the groups for the $R_{HPJC-COM}$ in the frontal plane. However, HR patients maintain a smaller $R_{HPJC-COM}$ than LDH-THA and healthy controls on almost all the gait cycle. This suggests that LDH-THA and HR patients performed as well as healthy controls but used different strategies. In fact, patients undergoing LDH-THA did not decrease their HPJC-COM moment arm length by shifting body weight toward the affected limb in order to reduce constraints on their prosthetic hip joint and minimize the effort of hip abductor muscles⁵⁹. Patients undergoing HR reduces muscles strain of the hip abductors by positioning their COM to create a mechanical advantage. These results are in accordance with the literature. In their study, comparing conventional THA and HR, Nantel et al.,¹⁴⁶ found that, patients undergoing THA showed lower abductor energy generation at the end of the stance phase compared to healthy controls. This difference was explained by hip abductor weakness of the operated side compared to the contralateral leg within six to eight months post-operatively. Moreover, according to Nantel et al.,¹⁴⁶ hip power of the HR patients, in the frontal plane, is lower than LDH-THA and healthy controls during the totality of the gait cycle. The absence of difference between LDH-THA and HR could be explained by the use of the large diameter head in THA. According to Lavigne et al.,⁷⁵ LDH-THA

promotes a better biomechanical reconstruction than THA and may challenge the superior clinical outcomes of HR¹⁴⁷⁻¹⁴⁹. Furthermore, in our study, gait analyses were performed one year post-operatively which have left more time for patients to recover from their surgery. Assayama et al.,^{107, 150, 151} suggested that a strength ratio (operated limb/ non operated limb) near 88% is the threshold below which functional manifestation of abductor weakness starts to appear while compensation during gait, for example, limping or delayed Trendelenburg test, may appear when the strength ratio is around 72%. In other words, patients who underwent hip arthroplasty may have not recovered their full hip abductor strength but compensation cannot be seen unless the force ratio is less than 72%. One year post-operatively patients who underwent hip arthroplasty, in this study, are able to control their COM position as the healthy controls group but LDH-THA and HR use different strategies.

It has already been established that identical movement patterns cannot be generated by successive attempts¹⁵². In other words, the role that variability plays in coordination and control of the sensorimotor system is a central issue for the study of motor control¹⁵³. Without minimal steadiness of the locomotor pattern, humans cannot master modulations¹⁵⁴ and may adapt their gait pattern in order to overcome this impairment.

In our study, a statistical difference was found for the $CV_{HPJC-COM}$ between HR and healthy controls at the end of the stance phase (push-off and toe-off) but HR and LDH-THA are less variable than healthy controls for all the gait cycle. These results might be explained by the surgical intervention. Normally, hip joint stability is partly provided by the strong ligaments and powerful muscles¹⁵⁵ surrounding the hip articulation. During the posterior surgical approach, several muscles, tendons and ligaments are affected by the surgical technique and may compromise hip joint stability. After the surgery, LDH-THA and HR patients of the present study showed less variability for the COM position relative to the HPJC and statistically significant for the HR at the end of the stance phase compared to healthy controls. Patients with LDH-THA and HR might adapt their gait pattern in order to increase hip joint stability for compensating the weaker structures surrounding the hip joint. After surgery, hip arthroplasty patients may not be confident in recovering from a large excursion of their COM in the frontal plane while the healthy controls have the ability to recover from these situations. HR patients position their COM at the same place, in order to enhance better propulsion and to promote a safe swing phase. The presence of the same pattern between the two type of prosthesis, LDH-THA and HR, suggests that adaptations of the gait pattern might arise from the surgical procedure.

R_{HPJC-COM} and CV_{HPJC-COM} in the sagittal plane

In the sagittal plane, the effects of surgery may also have an impact on the patient's gait strategies mainly on the HAT segment that is under the control of the hip flexor and extensor muscles¹³⁸. In the present study, a statistical difference was found for the $R_{HPJC-COM}$ at push-off between LDH-THA and healthy controls. Specifically, LDH-THA patients showed an increased $R_{HPJC-COM}$ distance, which increased the moment lever arm at PO. This can be done by bending the trunk forward which creates a mechanical advantage and improves the extensor moment at the hip. Previous studies^{6, 108} have shown that patients undergoing conventional THA have to restrain their hip extension excursion at the end of the stance phase in order to compensate for hip flexor contractures compared to HR patients. In a recent study, Lavigne et al.,⁷⁵ concluded that LDH-THA have a better hip range of motion compared to HR and THA. The femoral stem combined with the large femoral head size in LDH-THA provide better hip range of motion, however they did not reach normal hip motion. Modifications of the gait pattern pre-surgery might be a compensation for a reduced range of motion due to pain in OA patients while post-surgery adaptations can be due to fear of pain⁵⁹. In the present study, LDH-THA patients may have been more affected pre and post-operatively.

Correlations

During gait, contribution from the hip abductor muscles is more important from heel contact to mid stance because they help in supporting the body weight. To reduce the muscular demand on hip muscles patients must bring their COM closer to the HJC. In the present study, a negative moderate¹⁵⁶ correlation was found between $R_{\text{HPJC-COM}}$ and the FR_{ABD} from heel contact to mid stance. These results suggest that stronger they are, patients undergoing hip arthroplasty can more easily position their COM closer to their HJC while patients who are weaker cannot reduce their moment lever arm.

In the sagittal plane, muscle involvement is also essential in order to maintain pelvis stability. The results showed a moderate positive correlation between the $CV_{\text{HPJC-COM}}$ and the FR_{FLEX} at maximum weight acceptance ($p < 0.04$). These results propose that when patients undergoing hip arthroplasty are stronger, they can afford to be more variable because they will be able to manage excursion of their COM more easily at that instant.

Limits

In the present study, the predictive method¹¹⁷ was used to calculate the hip joint center (HJC). This approach calculates the three dimensional coordinates of HJC

from linear regressions and the size of different body segments. For example, some models use the width, length and depth of the pelvis to determine the HJC. This approach does not account for differences between individuals. Recently, a new method known as the functional method was developed¹³. This method use the geometry of hip movements in its three degrees of freedom (flexion-extension, abduction-adduction, rotation)¹³ to determine more precisely the emplacement of the HJC. The latter method may have been more efficient in this study because it would take into consideration the individual characteristics of patients who underwent hip surgery and it could have a major impact on the results. Moreover, the analyses were done one year after the surgery when the recovery mostly takes place within the first to 3 to 6 months post-op¹⁵⁷.

7.5 Conclusion

One year after surgery, patients undergoing LDH-THA or HR still have gait impairments, at some instants during the gait cycle, related to the positioning and variability of their COM with respect to their hip joint center in both the frontal and sagittal planes compared to healthy controls. The use of a large diameter head in THA seems to reduce the anatomical difference with HR and no major differences were found during locomotion between these two types of prostheses and they walked like healthy controls. However walking is a simple task compared to physical activities such as sports. The integration of a specific rehabilitation

program would be necessary to promote their participation in sports and prepare them for higher demanding activities.

7.6 Acknowledgements

We would like to thank the CIHR-MENTOR training program and the FRSQ for their financial and scholarship supports. The study was funded (unrestricted grant) by Zimmer, Warsaw, USA.

-CHAPITRE 8-**8. Article 2: Peri-operative exercise training for hip arthroplasty: The effect on locomotion**

Vicky Bouffard^{1,2}, Annick Champagne^{1,2}, Pascal-André Vendittoli^{3,4}, Martin Lavigne^{3,4}, François Prince^{1,2,4}

¹Gait and Posture Laboratory, Marie Enfant Rehabilitation Center, Montreal, Qc, Canada

²Department of Kinesiology, University of Montreal, Montreal, Qc, Canada

³Orthopaedics Service, Division of Orthopaedic Surgery Maisonneuve – Rosemont Hospital, Montreal, Qc, Canada

⁴Departement of Surgery, Faculty of Medicine, University of Montreal, Montreal, Qc, Canada

Soumis à Archive Physical Medicine and Rehabilitation

ABSTRACT

Objective: Arthroplasty is a recognized surgical intervention to relieve patients from hip osteoarthritis. However, post-operatively rehabilitation is long and does not always allow a return to normal function. Then, the aim of this study is to characterize the symmetry between the two legs (operated and non-operated) during locomotion after a peri-operative (pre and post-operatively) exercise program, in addition to the physiotherapy rehabilitation program, in patients undergoing hip arthroplasty.

Methods: Peri-operative exercise program, including cardiovascular, muscle strength, proprioceptive and stretching exercises, were performed during 8 weeks pre and post-operatively (16 weeks in total) in addition to the usual physiotherapy rehabilitation program. Spatio-temporal, Western Ontario and McMaster Universities Index (WOMAC) and the symmetry for the hip muscle strength, the kinematic and kinetic for the lower limb (hip, knee and ankle) were analysed pre and post-training.

Results: After a physiotherapy rehabilitation and a peri-operative exercises program, an increase in hip abductor muscle strength and a better symmetry was

observed for the hip (H3), knee (K1, K2, K3) and ankle power (A2) during gait pattern.

Conclusion: Peri-operative exercise training seems effective and could be proposed to all patients on a waiting list for hip arthroplasty.

Keywords: peri-operative exercise program, hip arthroplasty, hip muscle strength, symmetry, gait

8.1 Introduction

Arthroplasty is a recognized surgical intervention to relieve patients from hip osteoarthritis. However, post-operatively rehabilitation is long and does not always allow a return to normal function. Previous, studies showed impairments and functional limitations, in the absence of pain, lasting at least one year following hip arthroplasty. The strength deficit of the hip abductor muscles^{4, 9, 10} may lead to postural instability of the replaced hip⁴, to a reduced walking speed^{71, 78} and to the disability of climbing stairs¹⁵⁸. Some studies^{4, 9, 146} suggested that patient undergoing hip arthroplasty should follow an exercise program that emphasizes on hip strength recovery after the surgery to help them to completely recover their functionality.

One way to objectively determine if the surgical procedure was successful is to evaluate the gait pattern. In fact, the normal gait pattern is an important indicator of functionality because a better symmetry leads to decrease energy expenditure and risks of falls¹⁵⁹. In the case of hip OA, asymmetries in the gait pattern are reported pre and post-operatively^{70, 160, 161}. Patients waiting for hip arthroplasty tend to develop adaptive strategies (ex: limping) in order to improve function or to limit the

pain¹⁶². However, these strategies may persist even after patients have undergone successful treatment and rehabilitation¹⁶³.

Only a couple of studies evaluated the effect of a peri-operative (pre and post-operatively) exercises training program in patients suffering from hip OA and requiring an arthroplasty^{65, 102, 103, 164}. According to questionnaires, spatio-temporal parameters and hip muscle strength, all studies demonstrated superior functional outcomes. To our knowledge, no studies focusing on three-dimensional gait analysis, which provides a better understanding of the hip joint dynamics and the impact on other joints, was performed. Furthermore, no studies analyzed the symmetry of the lower limb pre and post-operatively. Therefore, the aim of this study is to characterize the symmetry between the two legs (operated and non-operated) during locomotion after a peri-operative exercise program, in addition to the physiotherapy rehabilitation program, in patients with hip OA who are placed on a waiting list for arthroplasty. We hypothesised that peri-operative exercises training program will have a positive impact on patients' functionality and that will be reflected by more symmetrical gait parameters of the lower limb.

8.2 Methods

Patients and surgical procedure and clinical outcomes

Patients suffering from advanced hip osteoarthritis and who were placed on a waiting list for a unilateral hip replacement were screened at the orthopaedic clinic of Maisonneuve-Rosemont Hospital. Patients presenting no other functional problems of the lower limb, neural or muscular disorder that could interfere with their gait pattern were invited to participate in this study. Eleven patients (8M/3F) gave their informed written consent in accordance to the institutional research ethics and scientific committees.

All hip replacements were performed by experienced surgeons using the posterior approach³⁵. The biomechanics of the operated hip was restored based on pre-operative template of the normal contra-lateral side.

Anthropometrics data were obtained pre- and post-operatively (Table 10). All patients completed the WOMAC¹⁶⁵ questionnaire pre and post-operatively in order to evaluate clinical function.

Table 10: Patients' sociodemographic data pre- and post-operatively.

N = 11	<u>Age</u> <u>(y)</u>	<u>Weight</u> <u>(kg)</u>	<u>Height</u> <u>(m)</u>	<u>BMI</u> <u>(kg/m²)</u>
<i>Pre-operatively</i> <i>(8 weeks)</i>	57.6 (10.4)	77.2 (13.0)	1.69 (0.07)	26.8 (3.2)
<i>Post-operatively</i> <i>(8 weeks)</i>	58.2 (10.8)	79.0 (14.1)	1.69 (0.08)	27.5 (3.5)

Pre and post exercise training program

All patients has completed a pre-operatively, the usual physiotherapy rehabilitation and a post-operatively program. The pre-operative (Annexe 2) and post-operative (Annexe 3) exercises training program was a home based program developed by a kinesiologist. The pre-operative program started 8-10 weeks prior to the surgery while the post-operative program started 6 weeks after the surgery. The programs were performed during 8 weeks with 3 training sessions per week. The exercise program training was done under supervision once every two weeks and a follow-up was assured by weekly phone calls. The exercise program last approximately 45 minutes and consist of 3 sets of 15 repetitions for each exercises. The program includes 12 minutes of cardiovascular activity at a moderate intensity (fast walking or cycling) with an increase of 1 minute per week to reach 20 minutes at the end of the 8 weeks. Four exercises for the lower limb targeting the hip flexors, extensors, abductors and adductors and exercises for the upper body and proprioception were also included to complete the program. All exercises were done with an elastic band or low weights. Some stretching exercises were also done to maintain their flexibility. During the pre-operatively period, the training was done within the limits of the patient's conditions without increasing pain. Following the surgery,

after the acute medical supervision, all patients benefited from a physiotherapy rehabilitation program developed by the hospital. The home-based physiotherapy program was realized on a daily basis and was started one week after the surgery. A first meeting with the physical therapist was set to explain and to modify the program according to the patients' physical condition. As an outpatient, a second meeting with the physical therapist was required to supervise the program execution. The purpose of the program was to allow a rapid regain of joint range of motion and muscle strength. The program included isometric and stretching exercises and targeted the knee and hip flexor and extensor muscle groups as well as the hip adductor-abductor and internal-external rotator muscles. During the 12 weeks of the program, the progression was ensured by increasing the level of difficulty of the exercises. Indeed, for the first 4 to 5 weeks, most of the exercises were performed in a seated position with a small range of motion. Technical aids were required for exercises performed in an upright standing position. Between 6 to 8 weeks, patients were asked to increase the range of motion during the stretching or functional exercises. Most of the exercises were performed in an upright standing position without assistant device. Moreover, a complementary post-operative exercises program was complete. The post-operative exercises training program started 6-8 weeks after the surgery and was performed under the same modalities as the pre-operatively exercises program training. By cons, during the post-operative period we had to manage patients' fear of suffering from pain. (Annexe 1)

In the first post-operative weeks, activities such as walking with an assistance device, stationary cycling, and swimming were encouraged. Participation in high-impact physical activities (basketball, football, hockey, etc) was proscribed in the first 3 months and subject to restriction after this period.

Data collection

Pre-operative data were collected 6-8 weeks prior to the surgery while post-operative data were collected 14-16 weeks post-operatively. During the session, twenty-nine, 14-mm diameter, reflective markers were positioned on patients' bony landmarks to define body segments using the Vicon Plug in Gait Model. Subjects were asked to walk at their normal speed on a 10m walkway with two embedded force platforms (Advanced Mechanical Technology Inc., USA) recording at 900Hz. Five gait cycles were collected for each subject. Trials were included when both feet made full contact on each of the two force platforms. A sufficient resting period was given between trials to avoid fatigue. Subjects were tested barefoot, wearing shorts and t-shirt. Spatio-temporals, kinematics and kinetics data were recorded, at 60Hz, by an 8 cameras Vicon system (Oxford Metrics Limited, UK). Hip flexors and extensors were tested in a lying position using a Kin-Com isokinetic dynamometer (Isokinetic International, USA). Patients had to maintain an isometric contraction, against the Kin-Com dynamometer, during 5 seconds. Hip abductors and

adductors were tested while the patient was lying on an examination table¹⁶⁶ using a Penny and Giles hand-held dynamometer (Penny and Giles, UK). The dynamometer was placed on the thigh's lateral (abductors) and medial (adductors) face and patients had to maintain an isometric contraction, against the evaluator, during 5 seconds. For all the muscle strength, both legs were tested. Each leg was tested twice with a resting period of 2 minutes between trials to avoid fatigue. The average peak force generated in newtons (N) and the ratios of the muscular strength (operated leg (O)/ non-operated leg (NO)) were used for the analysis.

Kinematic and kinetic analyses

Spatio-temporal data (cadence, walking speed and stride length) were calculated using Vicon software. The ground reaction force peak values were analysed for the vertical (FZ1, FZ2) and antero-posterior (FAP1, FAP2) directions. The mechanical peak power (dot product of the joint angular velocity and the net joint moment) and the mechanical work (integration, using Simpson's method, of the power phases with respect to time) were analysed for the hip (H1, H2, H3), the knee (K1, K2, K3, K4) and the ankle (A1, A2)¹⁶⁷ in the sagittal plan. Ratio of the operated leg (O)/non-operated leg (NO) were also calculated for the ground reaction force peak values (FZ1, FZ2, FAP1, FAP2), peak power and mechanical work for the hip (H1, H2, H3), the knee (K1, K2, K3, K4) and the ankle (A1, A2).

Statistical analysis

Statistical analyses were performed using SPSS 17.0 (SPSS Inc., USA.). The sociodemographic data (age, weight, height and BMI), the WOMAC's scores and the spatio-temporal parameters were analyzed using a one-way analysis of variance (ANOVA). Two-way ANOVA (condition (pre vs. post) x leg (O vs. NO)) were assessed for muscle strength, ground reaction force, kinematic and kinetic parameters. One way ANOVA were done for the ratios (O/NO) of the muscle strength, ground reaction force, kinematic and kinetic parameters. All analyses were done with a level of signification set at $P < 0.05$.

8.3 Results

During the post-operatively period, patients are heavier and had a greater BMI then the pre-operatively period. However these results are not significant (Table 10).

WOMAC questionnaire

A significant reduction in the WOMAC was observed post-operatively ($P < 0.0001$). (Figure 13).

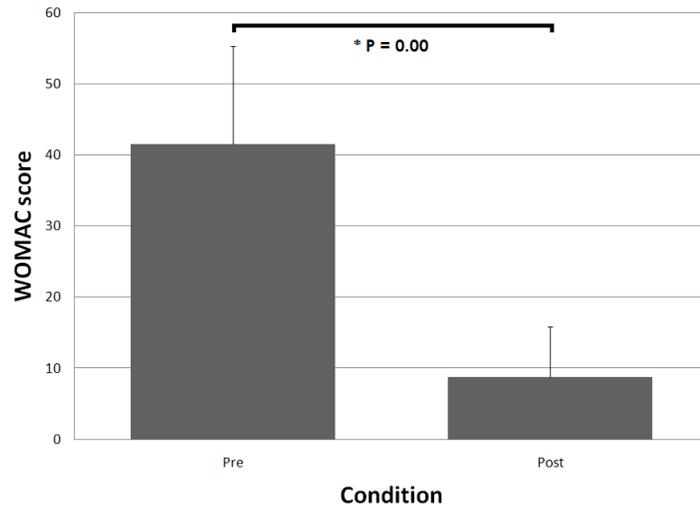


Figure 13: Patients' WOMAC scores pre and post-operatively.

Spatio-temporal parameters

The statistical analyses of the spatio-temporal parameters showed no significant difference between the conditions (Table 11).

Table 11: Patients' spatio-temporal parameters pre- and post-operatively.

	<u>Pre</u>	<u>Post</u>
<i>Cadence (step/min)</i>	119	115
<i>Speed (m/s)</i>	1.20	1.21

Stride length (m)	1.21	1.24
--------------------------	------	------

Muscle strength

Independently of the condition, hip flexors of the O are weaker than the NO ($P = 0.013$). There was no interaction between the condition and the leg (Figure 14). An increase in hip abductor muscular strength during the post-operatively period was observed ($P = 0.009$) (Figure 14). Furthermore, the ratio of the abductor muscle is greater post-operatively compared to the pre-operatively period ($P = 0.017$) (Figure 15).

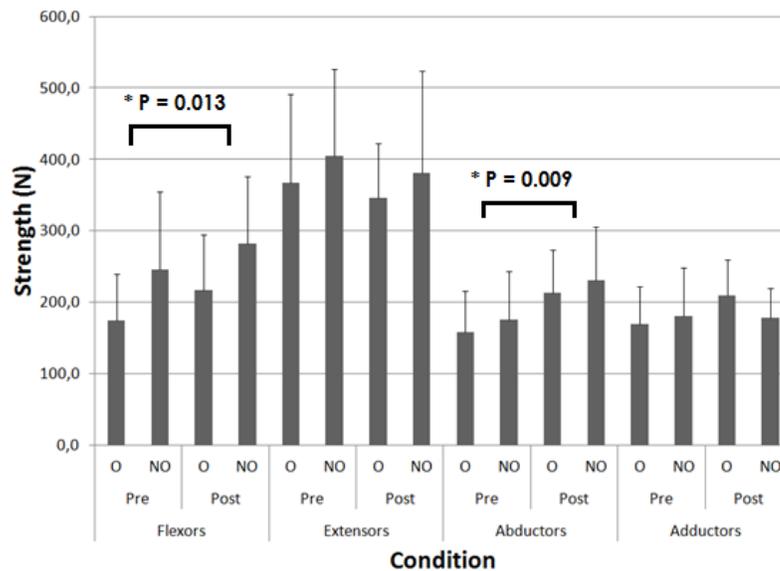


Figure 14: Patients' hip muscle strength pre- and post-operatively.

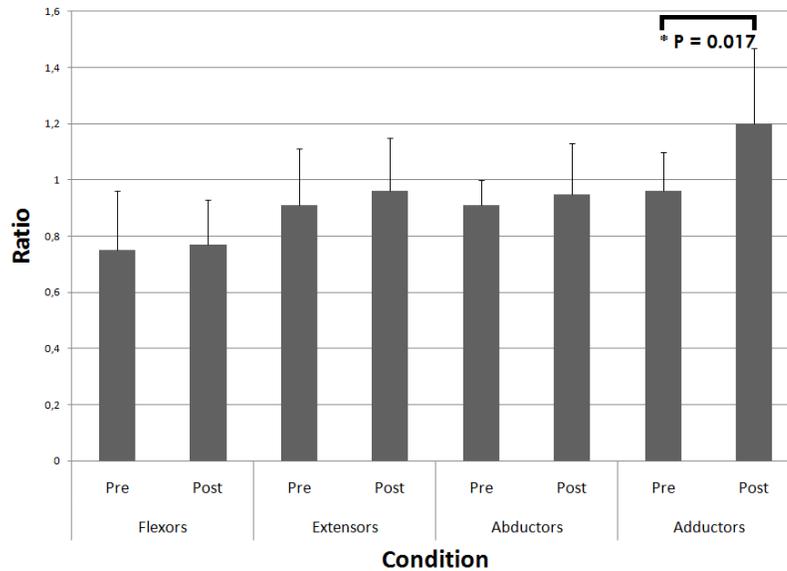


Figure 15: Patients' hip muscle strength ratio pre- and post-operatively.

Ground reaction forces

Ground reaction forces in the antero-posterior direction are of lesser magnitude during the pre-operative period compared to the post-operative period (AP1 ($P = 0.030$) and AP2 ($P = 0.002$)) (Table 12). The vertical forces at heel contact, FZ1, are of lesser magnitude for the O compared to the NO independently of the conditions ($P = 0.012$) (Table 12). No interaction was found between the condition and the leg for the ground reaction force. No statistical difference was found for the ratio of the ground reaction forces (Figure 16).

Table 12: Ground reaction force in newtons (SD) in the vertical (FZ) and antero-posterior (AP) direction pre- and post-operatively. * Statistical difference for the condition. ** Statistical difference for the leg. *** Interaction.

<i>Ground reaction force (in N)</i>	<u>Pre</u>		<u>Post</u>	
	O	NO	O	NO
FZ1**	10.04 ± 1.55	11.13 ± 1.01	9.95 ± 0.69	10.58 ± 0.84
FZ2	10.55 ± 0.59	10.87 ± 0.47	10.48 ± 0.81	10.79 ± 0.57
FAP1*	-0.76 ± 0.67	-0.94 ± 0.84	-1.30 ± 0.57	-1.37 ± 0.76
FAP2*	0.87 ± 0.68	0.96 ± 0.75	1.67 ± 0.60	1.48 ± 0.65

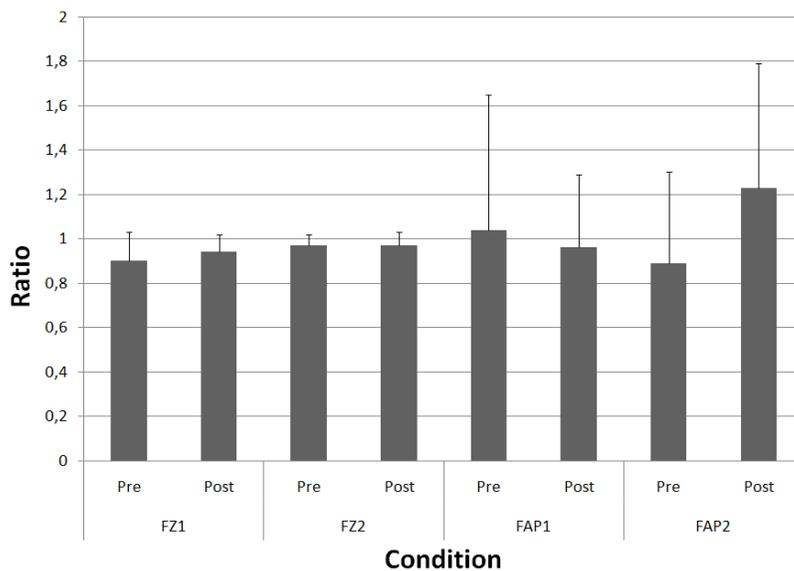


Figure 16: Patient's ground reaction force ratio in the vertical (FZ) and antero-posterior (AP) directions pre-and post-operatively.

Kinematic and kinetic

A difference was found for the leg at H3 for the peak power and work. Independently of the condition, H3 peak power and work O are always lower than the NO ($P = 0.001$; $P = 0.05$). An interaction between the condition and the leg was found for H3 peak power and work ($P = 0.043$; $P = 0.045$) (Table 13 and 14). A statistical difference was also found for H3 peak power and work ratio ($P = 0.037$; $P = 0.027$) (Figure 17 and 18).

In both conditions, K1 ($P = 0.004$; $P = 0.03$) and K2 ($P = 0.008$; $P = 0.005$) peak power and work O are always lower than the NO (Table 13 and 14). A statistical difference was observed for K3 peak power ratio ($P = 0.029$) (Figure 17).

A statistical difference was found for A2 peak power and work ratio ($P = 0.017$; $P = 0.033$) (Figure 17 and 18).

Table 13: Peak power in W/kg (SD) for the hip, knee and ankle. At the hip, H1 represents energy generation by the hip extensors, H2 absorption of energy by hip flexors, and finally H3 corresponds to a generation of energy by hip flexors. At the knee, power phases are defined as an energy absorption by the knee extensors (K1), a generation of energy by the knee extensors (K2), a power absorption by the knee extensors (K3), and a power absorption by the knee flexors (K4). At the ankle, A1 represents an energy absorption by the plantarflexors muscles and A2 is a plantarflexors power generation burst. * Statistical difference for the condition. ** Statistical difference for the leg. *** Interaction.

<i>Peak power (in W/kg)</i>	<u>Pre</u>		<u>Post</u>	
	O	NO	O	NO
<i>H1</i>	0.26 ± 0.13	0.25 ± 0.22	0.28 ± 0.14	0.36 ± 0.31
<i>H2</i>	-0.08 ± 0.10	-0.26 ± 0.38	-0.11 ± 0.14	-0.18 ± 0.26
<i>H3** ***</i>	0.59 ± 0.33	1.12 ± 0.31	0.86 ± 0.29	1.01 ± 0.26
<i>K1**</i>	-0.51 ± 0.34	-0.90 ± 0.35	-0.55 ± 0.22	-0.75 ± 0.37
<i>K2**</i>	0.36 ± 0.26	0.74 ± 0.36	0.43 ± 0.24	0.58 ± 0.37
<i>K3</i>	-1.25 ± 0.52	-1.73 ± 0.50	-1.51 ± 0.52	-1.14 ± 0.46
<i>K4</i>	-0.52 ± 0.12	-0.63 ± 0.16	-0.57 ± 0.19	-0.56 ± 0.18
<i>A1</i>	-0.40 ± 0.16	-0.32 ± 0.23	-0.26 ± 0.13	-0.28 ± 0.15
<i>A2</i>	4.14 ± 0.70	3.73 ± 0.82	4.10 ± 0.86	4.31 ± 0.80

Table 14: Work in J (SD) for the hip, knee and ankle. At the hip, H1 represents energy generation by the hip extensors, H2 absorption of energy by hip flexors, and finally H3 corresponds to a generation of energy by hip flexors. At the knee, power phases are defined as an energy absorption by the knee extensors (K1), a generation of energy by the knee extensors (K2), a power absorption by the knee extensors (K3), and a power absorption by the knee flexors (K4). At the ankle, A1 represents an energy absorption by the plantarflexors muscles and A2 is a plantarflexors power generation burst. * Statistical difference for the condition. ** Statistical difference for the leg. *** Interaction.

<i>Work in (J)</i>	<u>Pre</u>		<u>Post</u>	
	O	NO	O	NO
H1	0.02 ± 0.02	0.02 ± 0.02	0.01 ± 0.02	0.03 ± 0.03
H2	-0.07 ± 0.07	-0.17 ± 0.12	-0.08 ± 0.05	-0.12 ± 0.08
H3***	0.07 ± 0.04	0.13 ± 0.04	0.10 ± 0.03	0.11 ± 0.04
K1**	-0.02 ± 0.02	-0.04 ± 0.02	-0.03 ± 0.01	-0.03 ± 0.02
K2**	0.03 ± 0.02	0.07 ± 0.05	0.04 ± 0.02	0.06 ± 0.04
K4	-0.13 ± 0.06	-0.17 ± 0.05	-0.14 ± 0.05	-0.13 ± 0.03
K4	-0.05 ± 0.01	-0.05 ± 0.01	-0.05 ± 0.01	-0.05 ± 0.02
A1	-0.18 ± 0.03	-0.11 ± 0.03	-0.16 ± 0.03	-0.13 ± 0.03
A2	0.28 ± 0.06	0.26 ± 0.07	0.26 ± 0.06	0.29 ± 0.06

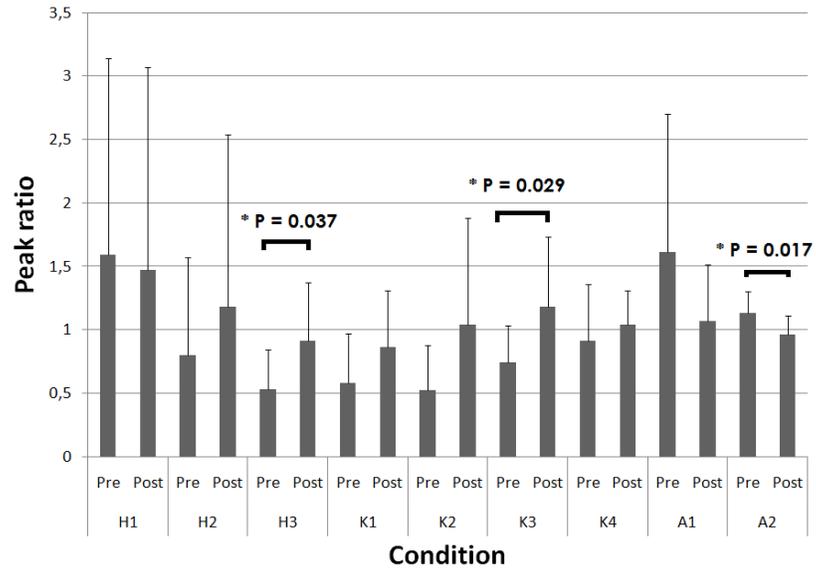


Figure 17: Patients' peak power ratio pre- and post-operatively

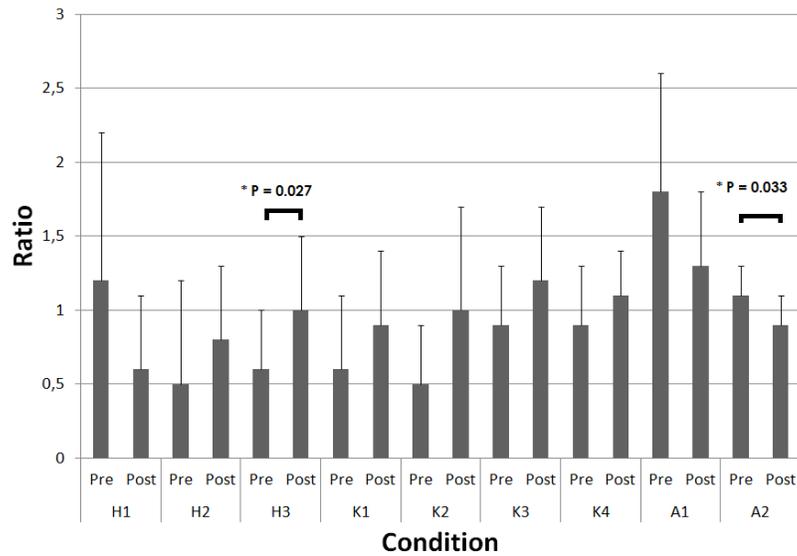


Figure 18: Patients' work ratio pre- and post-operatively.

8.4 Discussion

The objective aim of this study was to characterize the symmetry between the two legs, operated and non-operated, during locomotion after a peri-operative exercise training program, in addition to the physiotherapy rehabilitation program, in patients with hip OA who are placed on a waiting list for an arthroplasty. In order to meet this objective analysis on spatio-temporal, clinical outcomes, hip muscular strength, kinematic and kinetic of the lower limb during gait were assessed in patients, pre and post-operatively.

Socio-demographic data, spatio-temporal parameters, clinical outcomes and hip muscular strength

Obviously, there is not statistical difference in the sociodemographic pre and post operatively because the same patients were tested. However, a weight gain and a greater BMI during the post-operatively period were observed, but were not significant. These results can be connected to the reduction of daily living activity.

Contrary to some studies^{6,7}, there is no statistical difference for the spatio-temporal parameters such as the cadence, walking speed and stride length pre- and post-operatively, which might suggest a positive impact of the peri-operative training. Peri-operative training program could help patients to maintain their spatio-

temporal gait parameters, reduce the chances of needing an orthopaedic aid and greatly increase the quality of life¹⁰². This could be a significant aspect given to the patients' rejuvenation.

According to our results, clinical functions of patients undergoing hip arthroplasty are way better post-operatively. In other words, they are able to perform their daily living activities more easily and with less pain. Our results are in accordance with the literature, studies^{83, 99, 65, 103} had sustained an improvement in functional outcomes in patients undergoing hip arthroplasty.

Moreover, the hip abductor muscles are stronger post-operatively and could provide a better symmetry between the O and NO. Several studies^{4-6, 74, 107, 128, 168} have already shown that one of the major impairment following hip arthroplasty is hip abductor muscle weakness. By combining pre and post-operative exercises training program a better increase in the hip abductors strength post-operatively could be achieved and help younger patients return to an active lifestyle as soon as possible. The improvement of the hip adductor muscle strength ratio during the post- operatively period demonstrated a better symmetry and might demonstrated positive effect of a peri-operative exercises program.

The results obtained during this study are consistent with the literature. Studies^{65, 79} have already shown the effect of pre and post-operatively exercises training

program on muscular hip abductors muscles. Furthermore, Gilbey et al.⁶⁵ results also revealed that peri-operative exercises training program could increase the rate of improvement. Therefore it could promote a more symmetric gait pattern earlier during the rehabilitation process. However, the hip flexor muscles of the O leg are always weaker than the NO leg. This muscular weakness is related to hip flexor contracture^{6, 169}, a diminution of the range of motion and a decrease of hip flexor moment of force⁷². These results suggest that an emphasis on hip flexor muscle should be incorporated in peri-operative exercises training in order to encourage a more symmetric gait pattern during walking.

Ground reaction forces

The statistical difference between the O and NO leg for the first vertical ground reaction peak force (FZ1), during maximal weight acceptance, suggests an adaptive strategy in order to decrease the vertical forces acting on the hip joint by decreasing the mechanical load accepted by the hip. This protection mechanism provides an asymmetric gait pattern. This impairment has probably been developed pre-operatively to reduce pain and persist post-operatively by fear of suffering from pain. Moreover, during the pre-operative period, ground contact is made with flat foot which decrease the braking and propulsion phases in the antero-posterior direction (AP1, AP2). In order to preserve a better symmetry and to lower the joint reaction forces, this adaptation has been made for both legs.

During the post-operative period, patients are able made contact to the ground with heel first. This normalization of their gait pattern for both legs helps them to preserve a better symmetry of their gait pattern. These might suggest a beneficial effect of the peri-operative exercises training program.

Power and work parameters

Energy generation by hip flexors (H3) peak power and work of the NO leg are always of greater amplitude than the O leg. These results suggest a better absorption of hip flexor muscles of the NO during pre-swing phase. Moreover the interaction (condition x leg) for H3 peak power and work are reflected by an increase of H3 peak power and work for the NO leg and a decrease of the O leg pre-operatively while post-operatively H3 peak power and work for NO leg decrease and increase for the O. These results suggest a reduction of the NO leg compensations pre-operatively leading to a normalization of the gait pattern post-operatively. In other words, an asymmetric gait pattern is observed pre-operatively while post-operatively, the decrease of hip compensations leads to a more symmetrical gait pattern. A ratio closer to one for H3 peak power and work also corroborates a better symmetry between the two legs during the post-operative period. The statistical difference between the legs for K1 and K2 peak power and work, independently of the condition suppose a protection mechanism of the O by decreasing the knee extensor activity during the loading and midstance phase.

This impairment, which have an impact on gait symmetry, could appear pre-operatively to decrease pain while it is still present post-operatively¹⁷⁰. A better ratio for K3 peak power during the post-operatively period reflected a better symmetry of the eccentric rectus femoris' activity during the pre-swing. Finally, a change in A2 ratio for peak power and work suggests a better symmetry of concentric plantar flexor muscle activity during the pre swing phase. Taken together, the results obtained seem to demonstrate a positive benefit of a peri-operative exercises training program by improving the symmetry of the O and NO leg post-operatively.

Limits

Some limitations are associated to the present study. Firstly, a control group who only performed the physiotherapy rehabilitation program could have been included to compare the effect with the peri-operative exercises training program of this study. Furthermore, a group of healthy subjects could also been included to compare our results with normative values. Secondly, the type of implanted hip prosthesis (total hip arthroplasty, total hip arthroplasty with big femoral head, resurfacing or resurfacing hip arthroplasty) may have an impact on the rehabilitation process. Thirdly, the predictive approach¹⁷¹ to determine the hip joint center was used. This approach does not account for difference between individual. Recently, the functional approach was developed¹³. This individualized

approach provides more precision in the localization of the hip joint center and by cons improve the precision of the hip joint dynamic¹¹¹.

8.5 Conclusion

Results from our study shown conservation of spatio-temporal parameters, an improvement in hip muscle strength and symmetry, and a better symmetry during gait pattern for the hip, knee and ankle. Peri-operative exercise training seems to be effective and could be propose to all patients on a waiting list for hip arthroplasty.

8.6 Acknowledgement

The study was funded by Institut de recherche en santé au Canada (IRSC) and (unrestricted grant) by Zimmer, Warsaw, USA.

-CHAPITRE 9-**9. Article 3: Hip joint center localisation: An orthopaedic application to hip arthroplasty population**

Vicky Bouffard^{1, 2}, Mickael Begon^{1,2}, Annick Champagne^{1,2}, Payam Farhadnia^{3,4}, Pascal-André Vendittoli^{3,4}, Martin Lavigne^{3,4}, François Prince^{1, 2,4}

¹Gait and Posture Laboratory, Marie Enfant Rehabilitation Center, Montreal, Qc, Canada

²Department of Kinesiology, University of Montreal, Montreal, Qc, Canada

³Orthopaedics Service, Division of Orthopaedic Surgery Maisonneuve – Rosemont Hospital, Montreal, Qc, Canada

⁴Departement of Surgery, Faculty of Medicine, University of Montreal, Montreal, Qc, Canada

ABSTRACT

AIM: To determine hip joint center location on hip arthroplasty population comparing predictive and functional approaches with radiographic measurements.

METHODS: The distance between the hip joint center and the mid-pelvis was calculated and compared between the three approaches. The localisation error between the predictive and functional approach was compared using the radiographic measurements as the reference. The operated leg was compared to the non-operated leg.

RESULTS: A significant difference was found for the distance between the hip joint center and the mid-pelvis when comparing the predictive and functional method. The functional method leads to fewer errors. A statistical difference was found for the localisation error between the predictive and functional method. The functional method is twice more precise.

CONCLUSION: Although being more individualized, the functional method improves hip joint center localisation and should be used in three- dimensional gait analysis.

KEY WORDS: Hip arthroplasty, hip joint center localisation, predictive approach, functional approach, radiographic measurements.

9.1 Introduction

Hip arthroplasty is a successful procedure for patients suffering from degenerative joint disease. However, anatomical reconstruction of the hip is not always obtained¹⁰⁴⁻¹⁰⁶ as the insertion of a hip prosthesis may lead to modification of hip geometry^{172, 173}. Consequently, these changes may affect the hip joint dynamics. In gait analysis, accurate location of the hip joint center (HJC) is crucial for the quantification of musculoskeletal loading at the hip joint and is one of the key point for the study of post-operative rehabilitation¹³. This aspect is even more important in pathologic subjects, where the hip geometry and symmetry have been modified by the surgery and the pathological process. Improper HJC location can affect loading, angles, moments and powers calculation acting on the hip joint¹⁷²⁻¹⁷⁴.

The determination of joint center location of the lower limb is easier at the ankle and the knee than at the hip joint. For the ankle, the midpoint between the two malleoli gives a good estimate of the joint center of this articulation¹¹⁴ while knee alignment devices improve significantly the estimation of the knee flexion- axis and the location of the knee joint center¹¹⁵. Since the HJC is deeper to the skin surface and bony landmarks, no such assumptions can be made to determine its location.

Several studies on hip arthroplasty^{6, 7, 41, 128, 175, 176} have relied on three-dimensional (3D) motion analysis programs (Cortex (Motion analysis), NDI first principle

(Optotrak), Workstation (Vicon)) to calculate HJC localisation after hip arthroplasty. Since these softwares locate the HJC using predictive methods, a bias can be introduced by HJC mislocation and hence, could affect the calculation of hip joint dynamics. Predictive approaches for locating HJC provide only an estimation of the HJC based on linear regression equations of data coming from markers placed on bony landmarks and anthropometric tables. For example, some models use the leg length, the width and depth of the pelvis to locate the HJC. All models used in the predictive approach have been determined on few healthy subjects of homogeneous populations. Moreover, hip symmetry of the two legs are often assumed¹¹². According to Bell et al.¹¹⁶ and Leardini et al¹⁴ differences of 25 to 30 mm were observed between HJC calculated by the predictive method compared to radiographic measurements. It seems that the predictive method can be used for able-bodied subject but HJC location estimation can be compromised when applied to hip arthroplasty population, for which symmetry of both legs and pelvis are modified.

In recent years, the functional method, which uses the thigh kinematics relative to the pelvis in its three degree of freedom to estimate 3D HJC location, has been proposed^{12-14, 120, 177} to improve precision of HJC location. According Leardini et al¹⁴ differences of 8 to 16 mm were observed between HJC calculated by the functional method compared to radiographic measurements. Several algorithms exist to model the HJC based on the functional method, and according to Erigh et

al.¹³, the SCoRE algorithm provides the smallest estimation error for the HJC location.

To our knowledge, no study has evaluated the impact of HJC estimation method on a pathologic population. Moreover, no study has assessed the difference in algorithm performance between the operated and non-operated leg. The purpose of this study is twofold: 1) to compare the precision of 3D HJC location obtained by both predictive and functional methods in patients with hip arthroplasty and to compare them with radiographic measurements (gold standard) and 2) to determine if a difference in HJC location exists between the operated and non-operated leg using the SCoRE algorithm. Our hypotheses are that the functional method will be more accurate to estimate the HJC location than the predictive method in hip arthroplasty patients and that the SCoRE algorithm will be as effective with the operated as the non-operated leg.

9.2 Material and methods

Patients and surgical procedure

Fourteen patients from the Maisonneuve-Rosemont Hospital and presenting unilateral hip osteoarthritis and no other functional problems of the lower limb were invited and accepted to participate in this study. Their mean age was 58.9 ± 9.3

years, mean weight: 81.0 ± 15.4 kg, mean height: 1.69 ± 0.09 m and mean BMI 28.2 ± 3.4 kg/m²). They gave their written consent in accordance to the institutional research ethics and scientific committees.

All hip replacements were performed by three experienced surgeons (ML, PAV, AR) using the posterior approach³⁵. The biomechanics of the operated hip was restored based on pre-operative template of the normal contra lateral side.

Radiographic measurements analysis

Standardized post-operative antero-posterior radiographs of the pelvis were taken. To ensure a normalized positioning of the pelvis in both frontal and sagittal planes, the legs were positioned at 15° of internal rotation and the coccyx was centered on the pubic symphysis and located proximally to within 20 to 40 mm of the pubis. After being scanned (VIDAR VXR-12, Virginia, USA) radiographs were calibrated and analysed using Imagika software (Clinical Measurement Corporation, New Jersey, USA.).

The HJC location was defined as the geometrical center of the femoral head modelled as a sphere. In the frontal plane, the perpendicular distance from the mid-pelvis line (line from the center of sacrum to center of pubic symphysis) and HJC was measured for both sides (Figure 19).

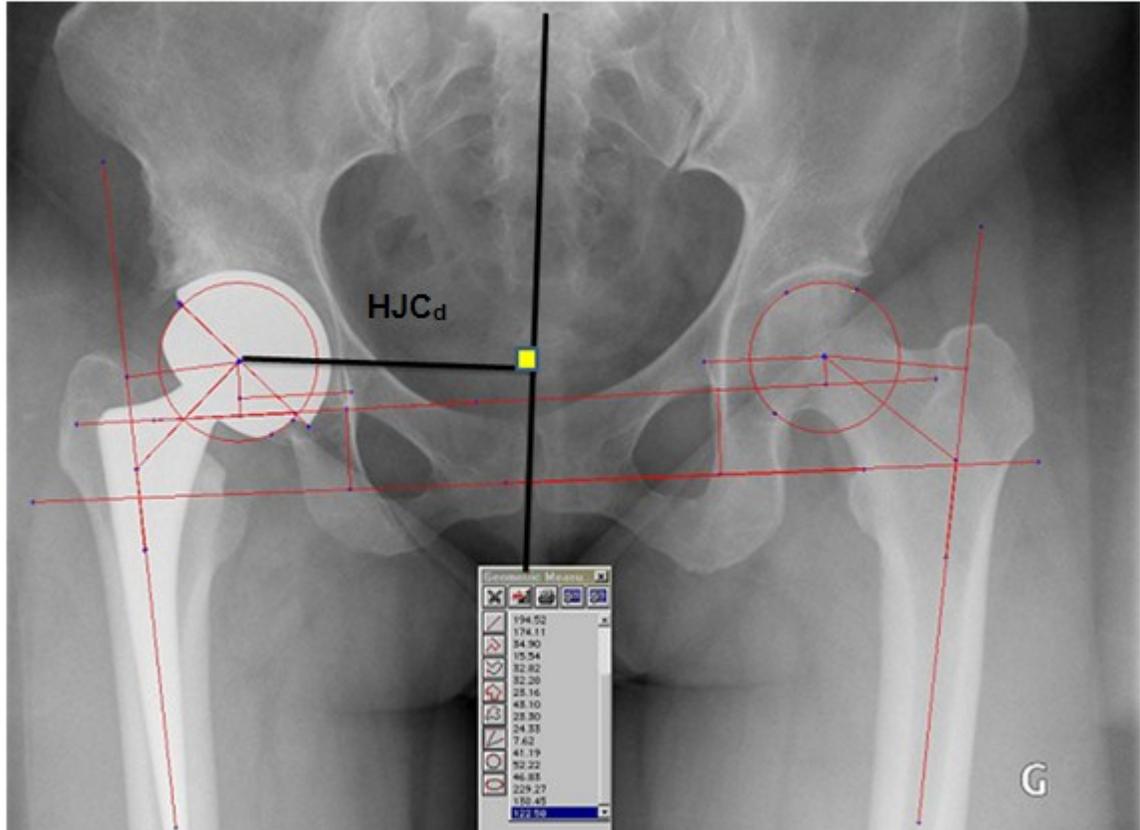


Figure 19: The distance between the hip joint center and the mild pelvis (HJC_D).

Biomechanical analysis

Reflective markers were placed on the left and right antero and postero-superior iliac spines, lateral mid-thigh, medial and lateral knee condyles. Kinematics was recorded at 60 Hz by an 8 cameras Vicon system (Oxford Metrics, Oxford, UK.). First, a 5 s static trial, was acquired where the subject received the same instructions as for the radiograph. Then, they were asked to maintain their trunk in an upright position and to perform three repetitions of the Star Arc movement for

both legs. The Star Arc movement, as described in Camomilla et al.¹²¹, consists in six movements: starting with a hip flexion, following by three hip abductions, a hip extension and finishing by a hip circumduction (Figure 20). All these movements were performed without pain at subject's selected velocity and amplitude.

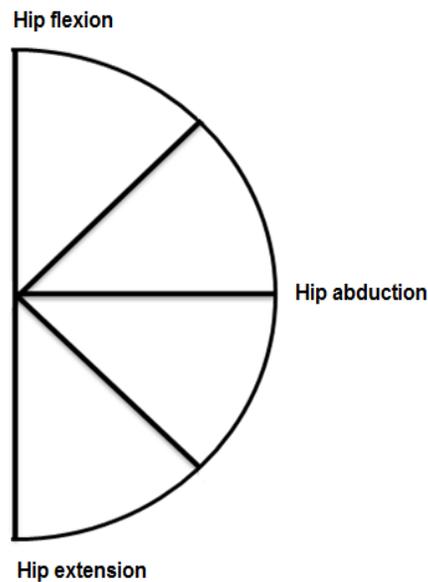


Figure 20: The Star arc movement. The Star arc movement is starting with a hip flexion, following by three hip abduction, a hip extension and finishing by a hip circumduction.

A local system of coordinates (SoC) was defined for the pelvis to correspond to the radiographic plane. The pelvis plane of reference was thus defined in the frontal plane as determined by the vertical axis and the antero-superior iliac spines. The vertical axis was chosen as the vector of reference. The SoC of the thigh was calculated using three markers placed on the mid thigh, medial and lateral knee condyles. The functional HJC was located, for both the operated and non-operated

leg, using the SCoRE algorithm¹³. The predictive HJC was calculated by Workstation software (Oxford Metrics, Oxford, UK.). Both the functional and predictive methods of HJC location were imported in the pelvis SoC in the static trial (Figure 21).

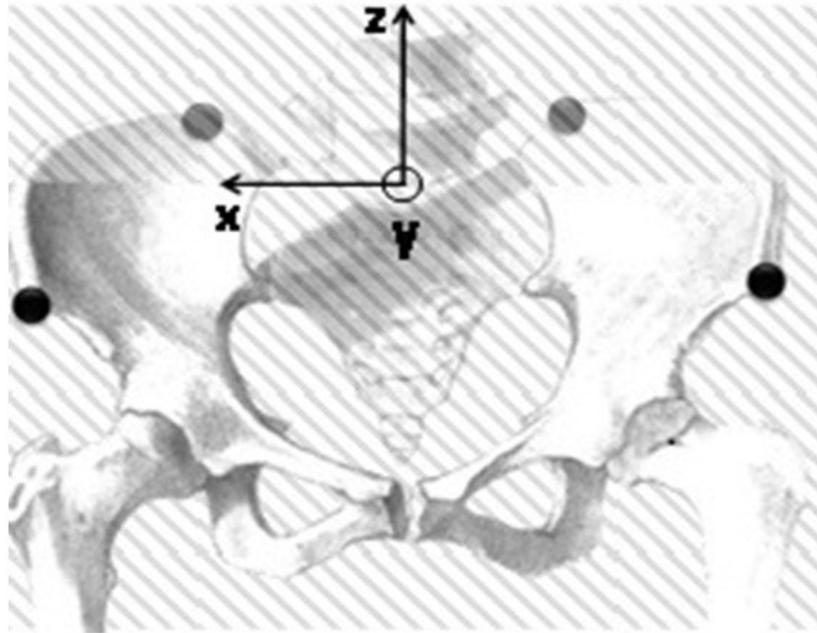


Figure 21: A local system of coordinates (SoC) was defined for the pelvis to correspond to the radiographic plane.

The absolute medio-lateral coordinates of both, the predictive and functional methods were used to calculate the distance between the HJC and the mid-pelvis (HJC_D) and were compared to the radiographic measurements^{14, 110, 116}. The HJC_D of the operated and non-operated leg were also compared. Furthermore, the HJC localisation error (HJC_{LE}) was determined (radiographic measurements - predictive

method and radiographic measurements - functional method) and was calculated for the two estimation methods. The HJC_{LE} of the operated and non-operated leg were also compared. Data were processed with Matlab 7.0 (The MathWorks Inc., Natick, USA.).

Statistical analysis

Statistical analyses were performed using SPSS 17.0 (SPSS Inc., Chicago, USA.). A two-way analysis of variance (ANOVA) was used to compare the HJC_D obtained by the three methods (predictive, functional and radiographic measurements) and to compare the results obtained for the operated and non-operated leg. The HJC_{LE} was analyzed using a two-way ANOVA for the predictive and functional approaches. The results were then further analysed, if necessary, with Tukey post-hoc tests. All analyses were done with a level of signification set at 0.05.

9.3 Results

A significant difference was found for the HJC_D between the predictive method compared to the functional method ($P = 0.01$) and the radiographic measurements ($P = 0.01$). No significant difference was found for the HJC_D between the functional method compared to radiographic measurements ($P = 0.06$). No statistical

difference was found for the effect of leg (operated vs. non-operated) and no interaction was found (method x leg) (Figure 22).

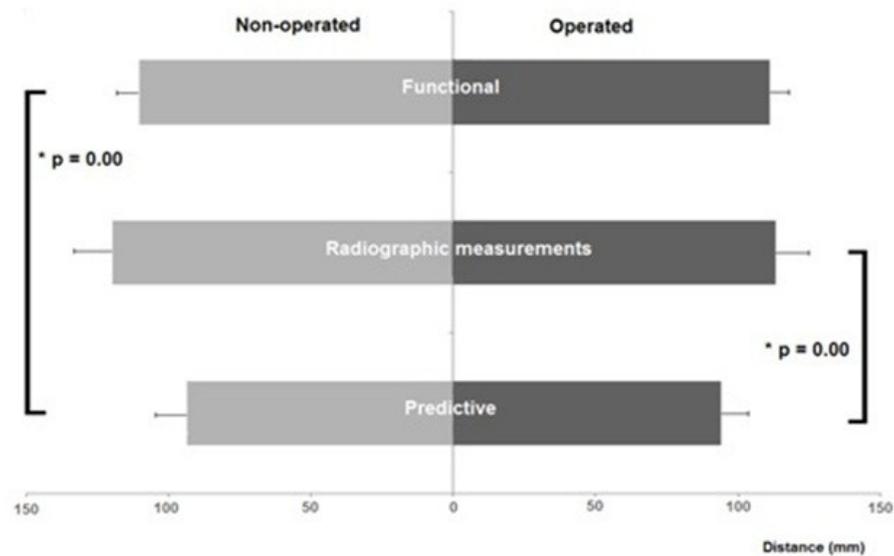


Figure 22: The mean distance between the hip joint center and the mild pelvis (HJC_D) for the three groups, for the operated and non-operated leg.

A statistical difference was found for the HJC_{LE} between the predictive and functional methods ($P = 0.01$). No statistical difference was found for the effect of leg ($P = 0.07$). No interaction was found (method x leg) (Figure 23).

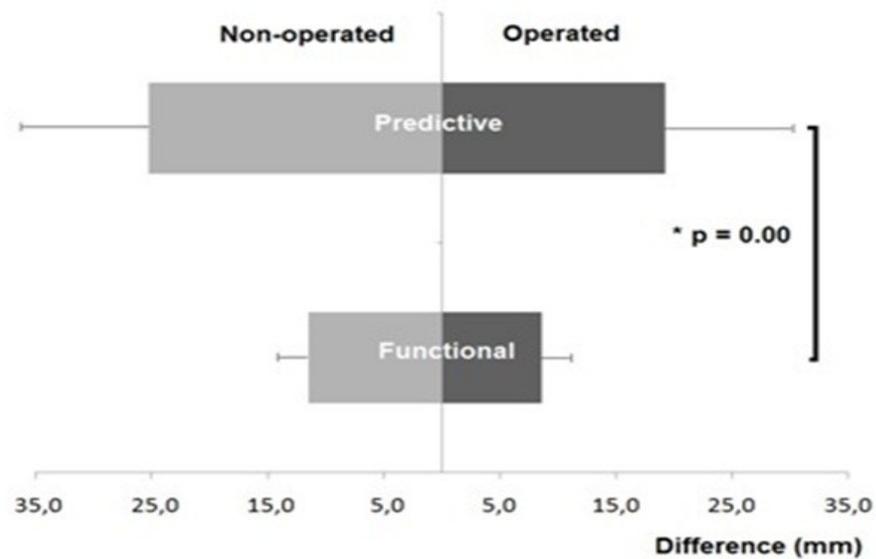


Figure 23: The mean of the hip joint center localisation error (HJC_{LE}) for the functional and predictive methods, for the operated and non-operated leg.

9.4 Discussion

Accurate HJC is essential for better calculation of lever arm and associated hip joint dynamic parameters (moment of force, power). This study compared two different approaches, the predictive and functional methods, for estimating the 3D HJC location and compared them with radiographic measurements. Secondly, the HJC location of the operated and non-operated leg was compared in patients with hip arthroplasty. Our hypotheses was that the functional method should be more accurate than the predictive method to estimate the HJC location in patients undergoing hip arthroplasty and that the SCoRE algorithm should be as effective in the operated as in the non-operated leg. Our results support theses hypotheses.

HJC_d in the frontal plane

In the present study, an absence of statistical difference was found between the radiographic measurements and the HJC location calculated by the functional method. This result supports the idea of the feasibility of determining HJC location using the functional method with a smaller error than predictive method in pathological subjects¹²⁰, in the frontal plane. Previous studies have suggested that the use of the functional approach to determine the HJC location was not appropriate when hip motion is restricted by a pathologic process^{110, 118}. However Piazza et al.¹²⁰ demonstrated that even with restricted range of motion, the accuracy of the 3D HJC location is not reduced. Nevertheless, these results were obtained from healthy subjects where data were modified to simulate a pathologic population. In our study, the comparison of HJC locations was performed in hip arthroplasty patients, in whom symmetry of both limbs could not be assumed and hip range of motion was reduced because of the pathologic process around the hip joint⁵⁹. According to our results, the functional approach can be integrated in gait analysis and would improve the calculation accuracy in hip joint loading, angles, moments and powers. Moreover, the absence of a statistical difference between the operated and non-operated leg demonstrates that the SCoRE method performs adequately with pathological subjects which consolidate the clinical utilisation of this algorithm.

HJC_{LE} in the frontal plane

The statistical difference found for the HJC_{LE} between the predictive and functional methods advantaging the functional method with a smallest HJC_{LE} shows the limit of the predictive method^{112, 116, 123}. In fact, the functional method is twice more accurate than the predictive method when comparing to radiographic measurements. In order to restore hip biomechanics, the surgeon performs pre-operative template during which the contra-lateral normal leg serves as the reference for restoring the normal hip joint anatomy. Despite pre-operative template, hip parameters such as femoral offset, vertical and horizontal centers of rotation and leg length are not always normalized¹⁰⁴⁻¹⁰⁶. Moreover, anthropometric tables and linear regressions, used in the predictive method, do not take into consideration the new hip geometry and pathological process and therefore can introduce a bias in the estimation of the 3D HJC location. Previous studies have shown that errors in HJC location of 20 mm in the frontal plane can lead to underestimation of adduction moment arm of 20%, force of 26% and moments of 40%. This demonstrates the sensitivity of HJC location on gait analysis¹⁷⁸. No statistical difference was found in HJC_{LE} between the operated and non-operated leg when using the predictive and functional methods. However, it is likely that a larger sample size would lead to a significant statistical difference. These results could promote the operated leg with a difference error closer to the radiographic measurements independently of the method used. This might be explained by the

assumption that on the operated side, the hip is a ball and socket joint while on the non-operated side the hip might suffer from OA which affects its geometry. Moreover previous studies^{179, 180} have reported leg length discrepancy after hip arthroplasty which may compromise the estimation of the 3D HJC location. In both cases, it provides better conditions for HJC calculation of the operated leg.

Limits

Some limitations are associated with this study. Firstly, even if the use of three markers, placed in order to define pelvis orientation, is enough to determine the location of the HJC¹²³, the use of more than three markers could provide redundant information in pelvis and thigh kinematics and consequently reduce soft tissue artefact. Secondly, since radiographic measurements are always taken pre and post surgery, they could be more useful to improve HJC location. The comparison between radiographic measurements and 3D HJC location from motion analysis software would be facilitate if superior iliac spine were always visible or if two bi-planar normalized radiographic measurements or other 3D medical imaging were available. This would help in locating the HJC in space and it would be easier to corroborate with HJC location given by 3D analysis software.

9.5 Conclusion

In conclusion, this study showed a HJC_D similar to the radiographic measurements and a smaller HJC_{LE} for the functional approach. Furthermore, according to the HJC_D and HJC_{LE} no difference was found between the operated and non-operated leg. Patients undergoing hip arthroplasty are a challenging population for the determination of 3D HJC location because their hip geometry and symmetry has been modified by the surgical intervention and the pathological process. In such conditions, the functional method is more accurate than the predictive method in the frontal plane when compared to radiographic measurements. Although being more individualized, the functional method improves 3D HJC localisation and should be used in 3D gait analysis.

9.6 Acknowledgements

The study was funded by Institut de recherche en santé au Canada (IRSC) and (unrestricted grant) by Zimmer, Warsaw, USA.

-CHAPITRE 10-

10. Discussion générale

Au cours des années passées, l'OA affectait une population vieillissante alors qu'aujourd'hui, des patients de plus en plus jeunes démontrent des symptômes de cette pathologie. Dans la plupart des cas, les douleurs articulaires, les raideurs musculaires et les limitations fonctionnelles accompagnant cette pathologie amènent les personnes atteintes à consulter un orthopédiste. Après l'essai des traitements non-pharmacologiques et pharmacologiques, l'arthroplastie de la hanche s'avère la dernière solution envisagée afin de soulager les patients des symptômes associés à la pathologie. Entre autres, elle restaure l'amplitude articulaire de la hanche qui permet aux patients de reprendre leurs activités de la vie quotidienne. Même si les patients récupèrent rapidement durant les trois à six premiers mois post-opératoire⁶, la récupération complète n'est jamais atteinte et les patients ont de la difficulté à regagner un patron locomoteur similaire aux sujets sains, et ce, plusieurs années après la chirurgie^{6, 74, 128}.

Durant les dernières décennies, des améliorations aux techniques opératoires, aux matériaux utilisés pour la fabrication des prothèses et au développement de nouvelles prothèses ont permis d'améliorer les paramètres de reconstruction

(*offset* fémoral, longueur de jambe, centre de rotation horizontal et vertical) de la hanche. Malgré ces avancées technologiques, la restauration de la symétrie entre les deux hanches n'est jamais parfaite¹⁰⁴⁻¹⁰⁶. L'analyse biomécanique est un outil fréquemment utilisé afin d'évaluer l'impact de ces améliorations sur la locomotion.

10.1 Évaluation de la position du centre de masse

Selon la littérature, plusieurs études ont évalué^{4, 6, 7, 41, 107} la locomotion à la suite d'une arthroplastie de la hanche à l'aide d'analyses biomécaniques. À maintes reprises, un déficit des muscles abducteurs de la hanche a été reporté. Cette faiblesse musculaire peut mener, entre autres, à un signe de Trendelenburg positif entraînant par conséquent des mouvements compensatoires au niveau du tronc dans le plan frontal. À ce jour, aucune étude ne s'est penchée sur les compensations du tronc à la suite d'une arthroplastie de la hanche. Dans le cadre de la première étude de ce travail doctoral, une comparaison au niveau du contrôle du tronc entre des patients ayant reçu une PTH-GT, une prothèse de type RES et des sujets contrôles sains a été effectuée, et ce, dans les plans frontal et sagittal lors de la locomotion.

Afin de faciliter la locomotion, le pelvis doit être maintenu en équilibre, et pour ce faire les muscles agonistes et antagonistes de la hanche doivent générer un moment de force équivalent¹⁸¹. Une façon de compenser pour une faiblesse

musculaire est de déplacer son centre de masse en direction du centre articulaire de la hanche opérée. La mise en œuvre de cette stratégie sous-entend une diminution de la longueur du bras de levier musculaire et par conséquent, une réduction de la force nécessaire devant être déployée par ce groupe musculaire pour maintenir cet équilibre¹⁰⁷. Par ailleurs, une augmentation de la longueur du bras de levier musculaire accroît la force musculaire requise pour maintenir le pelvis en équilibre. Cette demande musculaire accrue peut mener à une fatigue musculaire précoce et engendrer des répercussions sur le patron locomoteur des patients à la suite d'une arthroplastie de la hanche, et ce, comparativement à des sujets sains.

Durant la locomotion, le fonctionnement adéquat des muscles de la hanche est indispensable au maintien de la stabilité du segment tête-bras-tronc, qui représente les deux tiers de la masse corporelle¹³⁸. Dans le plan frontal, ce rôle est accompli par les muscles abducteurs et adducteurs de la hanche¹³⁸. Même si l'arthroplastie de la hanche est aujourd'hui une intervention chirurgicale couronnée de succès¹²⁴⁻¹²⁶, des déficits tels qu'une faiblesse des muscles abducteurs de la hanche persistent suite à l'implantation d'une prothèse^{6, 107, 108} et peut mener à des compensations du tronc au niveau du tronc^{6, 74, 145} dans le plan frontal^{6 7}. Suite aux résultats obtenus au cours de cette étude, malgré l'absence de différence significative entre une PTH-GT et une prothèse de type RES, la stratégie pour maintenir leur pelvis en équilibre diffère. À tous les instants du cycle de marche,

les patients ayant une prothèse de type RES ont un bras de levier (i.e la distance entre le centre de masse corporel et le centre articulaire de la hanche opérée) toujours plus petit que les patients ayant une PTH-GT. Par contre, même si ces patients n'utilisent pas une stratégie identique, ils sont semblables aux sujets contrôles sains. Ces résultats confirment ceux de Nantel et al.¹⁴⁶ qui ont remarqué une diminution de la génération d'énergie par les muscles abducteurs de la hanche en fin de cycle de marche. Par ailleurs, Asayama et al.¹⁰⁷ suggèrent qu'à la suite d'une arthroplastie de la hanche, les patients ont de la difficulté à regagner la totalité de leur force musculaire initiale, surtout au niveau des muscles abducteurs de la hanche. Cependant, les compensations telles que le déplacement du centre de masse corporel vers le centre articulaire de la hanche opérée, en réalité un déplacement latéral du tronc, est seulement visible lorsque le ratio de force ((jambe opérée/jambe non-opérée)*100%) est inférieur à 72%. Ces résultats pourraient expliquer l'absence de différence significative, dans le plan frontal, entre les patients avec PTH-GT, ceux avec une prothèse de type RES et les sujets contrôles sains.

Dans le plan sagittal, le contrôle du segment tête-bras-tronc est possible grâce à l'action des muscles fléchisseurs et extenseurs de la hanche¹³⁸. Dans le cadre de cette première étude, une différence significative entre les patients ayant reçu une PTH-GT et le groupe de sujets contrôles sains a été décelée. En effet, les patients avec une PTH-GT se positionnent de manière à augmenter le bras de levier

musculaire des fléchisseurs de la hanche en éloignant leur centre de masse corporel du centre articulaire de la hanche opérée, et ce en penchant leur tronc vers l'avant. Par conséquent, ceci engendre un avantage mécanique en augmentant le moment extenseur de la hanche lors de la propulsion. Cette compensation post-opératoire peut être considérée comme étant la persistance d'une modification du patron locomoteur en période pré-opératoire occasionnée par une diminution de l'amplitude de mouvement due au processus pathologique ou à la peur d'avoir des douleurs en période post-opératoire⁵⁹.

À un an post-opératoire, aucune différence majeure entre les deux types de prothèses (PTH-GT et RES) ne fut décelée en ce qui concerne le contrôle du tronc lors de la locomotion comparativement à des sujets sains. Par contre, la locomotion est une tâche simple et ces patients désirent retourner à un mode de vie actif incluant le retour aux activités sportives le plus rapidement possible. L'intégration d'un programme d'exercices spécifiques serait possiblement bénéfique afin que les patients puissent atteindre leurs attentes face à la chirurgie.

Au cours de cette première étude, des hypothèses simplificatrices ont été utilisées afin de faciliter l'analyse des données. En effet, la distance entre le centre de masse corporel et le centre articulaire de la hanche opérée a été associée à la longueur du bras de levier musculaire des muscles abducteurs de la hanche dans le plan frontal et des muscles fléchisseurs de la hanche dans le plan sagittal. En

réalité, il n'y a pas seulement un couple articulaire en jeu au niveau du CAH mais plutôt trois. Ces couples articulaires sont le poids corporel, l'apport musculaire et les forces de réactions provenant du sol et ils occasionnent tous des moments à cette articulation. Dans l'optique d'obtenir des résultats plus près de la réalité, les trois couples articulaires devraient être pris en ligne de compte et des modifications devraient être apportées à l'algorithme de calcul. Premièrement, l'utilisation de l'approche fonctionnelle, au lieu de l'approche prédictive, pour déterminer l'emplacement 3D du CAH améliorerait la précision du CAH tout en ayant un impact sur la dynamique de la hanche. Toutefois, cela ne changerait pas les conclusions de cette étude car les différences persisteraient. Deuxièmement, lors des calculs de la dynamique inverse, une plus grande importance aux mouvements des tissus mous devrait être accordée car eux aussi ont des répercussions non-négligeables sur la dynamique de la hanche, surtout qu'un surplus de poids est souvent associé au développement de l'OA²². Troisièmement, étant donné qu'il est impossible de mesurer directement le bras de levier musculaire des muscles abducteurs de la hanche, l'électromyographie pourrait être utilisée. Elle permettrait de connaître la force musculaire déployée par les abducteurs de la hanche ainsi que leurs moments d'activation lors de la locomotion.

De plus, selon la littérature, les personnes atteintes d'OA adaptent leur patron locomoteur en période pré-opératoire. En effet, en période post-opératoire, la

récupération se fait majoritairement durant les trois à six premiers mois alors que les résultats de cette étude ont été recueillis à un an post-opératoire. Afin de déterminer s'il y a une persistance de ce mécanisme compensatoire et de caractériser son évolution en période post-opératoire, et au-delà d'un an, une nouvelle étude pourrait être mise sur pied. En recueillant des données en période pré-opératoire ainsi qu'à différents moments en période post-opératoire soit à 3 mois, 6 mois et 1 an, il serait alors possible de comparer les stratégies mises en place au courant du processus de réadaptation afin d'améliorer le patron locomoteur.

10.2 L'entraînement péri-opératoire

Tout au long du cycle de marche, une symétrie entre les deux jambes est recherchée afin de favoriser une diminution de la consommation d'énergie ainsi que le risque de chute. Chez des patients pathologiques, la symétrie se retrouve souvent affectée et a une influence négative sur le patron de marche⁷⁰. À ce jour, quelques études ont évalué l'effet d'un programme d'entraînement péri-opératoire chez des personnes souffrant d'OA et nécessitant une arthroplastie de la hanche. À l'aide de questionnaires, d'évaluations des paramètres spatio-temporels et de la force des muscles de la hanche, ces études ont montré des effets bénéfiques. Par contre, à ce jour, aucune étude ne s'est attardée à la symétrie des membres inférieurs à la suite d'un tel programme. Alors, la deuxième étude visait à

caractériser la symétrie entre les deux jambes, chez des patients ayant reçu une prothèse de hanche, à la suite d'un programme d'entraînement péri-opératoire.

Au cours de la deuxième étude, les paramètres spatio-temporels pré et post-opératoires sont semblables. En effet, contrairement à la littérature⁷, malgré la pathologie et l'intervention chirurgicale, les patients sont en mesure de conserver leur vitesse de marche qui est comparable à celle des sujets sains¹⁸². Une amélioration des capacités fonctionnelles suppose que les patients sont aptes à effectuer leurs activités de la vie quotidienne plus facilement, et ce, en ressentant moins de douleur. Ces résultats confirment les études pré⁸³, post⁹⁹ et péri-opératoires^{65, 103} qui ont toutes rapportées une amélioration des capacités fonctionnelles à la suite d'un programme d'entraînement. De plus, une augmentation de la force musculaire des muscles abducteurs de la hanche opérée pourrait favoriser la symétrie entre les deux jambes car plusieurs études ont déjà démontré un déficit majeur de ce groupe musculaire en période post-opératoire^{4-6, 74, 107, 128, 168}. En plus de procurer une démarche plus symétrique, cet aspect pourrait s'avérer attrayant chez une clientèle plus jeune pour laquelle, les attentes envers l'intervention chirurgicale sont élevées et qui désirent retourner à un mode de vie actif le plus rapidement possible.

Cette deuxième étude semble également procurer une meilleure symétrie au niveau des forces de réaction au sol lors de la locomotion. En période pré-

opératoire le contact au sol s'effectue avec le pied plat, ce qui réduit les forces de réaction sur la hanche opérée durant la période de freinage et de poussée dans la direction antéro-postérieure (AP1, AP2). Ce mécanisme est aussi mis en œuvre du côté de la jambe non-opérée afin de favoriser la symétrie entre les deux jambes. En période post-opératoire, l'attaque du pied se fait normalement, soit avec le talon et par la suite un déroulement du pied est effectué. Une fois de plus, l'adaptation se fait au niveau des deux jambes afin de conserver une bonne symétrie. En ce qui a trait à l'articulation de la hanche plus spécifiquement, une interaction existe pour les muscles fléchisseurs lors de la propulsion (H3), entre la condition (pré vs post-opératoire) et la jambe (opérée vs non-opérée). En réalité, en période pré-opératoire, une asymétrie est présente au niveau de la hanche. La puissance et le travail musculaire générés à cette articulation sont plus élevés du côté de la jambe non-opérée que de la jambe atteinte d'OA. Alors qu'en période post-opératoire, un retour vers un patron de marche plus symétrique est observé avec une augmentation de la puissance et du travail musculaire générés par la jambe opérée et une diminution de ces paramètres pour la jambe non-opérée. Un meilleur ratio (plus près de un) à la suite d'un programme d'exercices péri-opératoire, semble avoir un effet positif sur la symétrie de la puissance et du travail musculaire de la hanche lors de la locomotion.

La hanche n'est pas la seule articulation à subir les répercussions suite à une arthroplastie. En outre, le genou et la cheville doivent aussi s'adapter à ces

changements majeurs. En ce qui a trait au genou, un mécanisme de protection est observé afin de diminuer les forces de réaction à cette articulation. En d'autres mots, il y a une diminution de l'activité des muscles extenseurs du genou (K1 et K2) lors de la mise en charge. Indépendamment de la condition, pré ou post-opératoire, les valeurs de puissance et de travail de la jambe opérée sont toujours inférieures à celles de la jambe non-opérée, ce qui entraîne une asymétrie du patron locomoteur. Ce mécanisme pourrait être apparu en période pré-opératoire afin de diminuer la douleur alors qu'il persiste en période post-opératoire¹⁷⁰. Par ailleurs, un ratio plus près de un lors de la phase de propulsion (K3) se traduit par une meilleure symétrie de l'activité musculaire du muscle droit fémoral en période post-opératoire comparativement à la période pré-opératoire. Finalement, en ce qui concerne la cheville, un ratio plus près de un durant la phase de propulsion (A2) suggère une meilleure symétrie en comparaison avec la période pré-opératoire, de l'activité des muscles fléchisseurs plantaires.

Ces résultats semblent démontrer des effets bénéfiques en ce qui a trait à la symétrie des membres inférieurs lors de la locomotion à la suite d'un programme d'exercices spécifiques péri-opératoire. De plus, une meilleure symétrie du patron locomoteur pourrait permettre de réduire les forces de réactions excessives engendrées sur les autres articulations lors du développement de mécanismes compensatoires ou de protection, ce qui pourrait mener à une dégénérescence précoce de ces articulations¹⁸³. Étant donné les attentes élevées d'une clientèle

rajeunissante, la prescription d'un programme d'exercices péri-opératoire aux patients placés sur une liste d'attente en vue d'une arthroplastie de la hanche pourrait favoriser leur récupération post-opératoire en améliorant la symétrie entre les membres inférieurs lors de la locomotion.

Comme la plupart des études, certaines limites sont associées à celle-ci. Tout d'abord, aucun groupe contrôle n'a été utilisé au cours de ce protocole, rendant plus difficile la généralisation des résultats. En effet, un groupe contrôle qui, à la suite d'une arthroplastie de la hanche, suivraient uniquement le programme de réadaptation standard en physiothérapie s'avèrerait profitable. En effet, il serait alors possible de quantifier et de comparer l'effet réel d'un programme d'exercices péri-opératoire sur la symétrie des paramètres biomécaniques des membres inférieurs. De plus, un groupe de sujets contrôles pourrait aussi être inclus lors d'une prochaine étude afin de déterminer si la récupération complète est atteinte après la période d'entraînement.

De plus, dans le cadre d'un protocole expérimental demandant une grande discipline des patients, il est extrêmement difficile de recueillir de l'information véridique sur la fréquence et l'intensité à laquelle ils font leurs exercices. Même si un suivi téléphonique était fait une fois par semaine en plus de l'entraînement sous supervision une fois toutes les deux semaines, aucun moyen n'a été utilisé pour contrôler ces deux paramètres. Un journal de bord où les patients pourraient écrire

la date et noter sur une échelle de Borg l'intensité de leur entraînement pourrait être employé dans une étude future. Par contre, pour remédier à ces problèmes, la supervision par un kinésiologue devrait être requise pour tous les entraînements. En plus d'assurer une exécution adéquate des exercices prescrits, la fréquence et l'intensité de l'entraînement de chaque patient seraient alors mieux contrôlées.

Ensuite, les exercices inclus dans le programme d'entraînement péri-opératoire devaient nécessiter le moins de matériel possible. En effet, les patients devaient être en mesure d'effectuer tous les exercices dans le confort de leur maison. Donc les exercices étaient majoritairement exécutés avec le poids du corps, des bandes élastiques ou des poids légers (ex: des boîtes de conserve). Dans le cas de personnes plus âgées, il est fort probable que le matériel utilisé pouvait permettre une surcharge adéquate enclenchant le processus d'adaptation musculaire. Par contre, chez des patients plus jeunes, la surcharge entraînée pourrait ne pas être suffisante pour permettre une adaptation optimale. De plus, les exercices réalisés au cours de ce programme sont fonctionnels et reliés aux activités de la vie quotidienne. Étant donné que les patients plus jeunes désirent retourner à un mode de vie actif le plus rapidement possible, il serait peut être plus approprié de développer un programme d'entraînement en fonction des besoins spécifiques de ces patients. Chaque patient aurait alors un programme d'entraînement péri-opératoire individualisé et adapté à ses activités sportives. Par ailleurs, différentes modalités d'entraînement, comme par exemple, la natation pourrait être envisagée

afin d'améliorer les capacités aérobies, l'amplitude de mouvement articulaire et la force musculaire tout en diminuant les contraintes mécaniques au niveau des membres inférieurs et plus spécifiquement de la hanche.

Par la suite, au cours de cette étude, aucune différence n'a été faite en ce qui a trait aux types de prothèse. Il serait intéressant de voir si la symétrie des paramètres biomécaniques des membres inférieurs est similaire pour les PTH, PTH-GT et les prothèses de type RES. Finalement, tout comme lors de la première étude, l'utilisation d'une approche fonctionnelle pour déterminer l'emplacement 3D du CAH ainsi que l'impact des tissus mous pourraient être pris en considération lors des analyses biomécaniques pour que celles-ci représentent mieux la réalité.

10.3 Détermination du centre articulaire de la hanche

Dans le cadre de la première et de la deuxième étude, la détermination de l'emplacement 3D du CAH à l'aide de l'approche prédictive a été considérée comme une limite de ces protocoles expérimentaux. Plus précisément, la longueur de bras de levier musculaire des abducteurs de la hanche était mesurée par la distance entre le centre de masse corporel et le CAH opérée, alors que dans la deuxième étude, le CAH était le point autour duquel les paramètres cinétiques ont été calculés. La détermination de l'emplacement 3D du CAH est primordiale lors d'analyses biomécaniques. En effet, plus l'estimation du CAH est précise, plus les

résultats obtenus reflèteront la réalité. Depuis les dernières années, l'approche fonctionnelle a été développée afin d'améliorer la précision de l'emplacement 3D du CAH. En réalité, l'approche fonctionnelle utilise la géométrie de la hanche comparativement à l'approche prédictive qui utilise des régressions linéaires. Des comparaisons entre les deux approches ont déjà fait l'objet d'études. Par contre, aucune étude n'a validé l'utilisation de l'approche fonctionnelle chez des sujets pathologiques avec une atteinte à la hanche.

Dans le cadre de la troisième étude, une comparaison entre l'approche prédictive, l'approche fonctionnelle et les mesures radiographiques a été effectuée chez des patients à la suite d'une arthroplastie de la hanche. Lors de cette troisième étude, l'absence de différence significative retrouvée pour la distance entre la moitié du pelvis et le centre articulaire de la hanche (HJC_D) dans le plan frontal entre l'approche fonctionnelle et les mesures radiographiques suggère la faisabilité d'utiliser cette approche chez une population pathologique¹²⁰. De plus, l'erreur de localisation (HJC_{LE}) de l'approche fonctionnelle est deux fois plus petite que celle de l'approche prédictive lorsque les deux approches sont comparées aux mesures radiographiques. En d'autres mots, en plus d'être individualisée, l'approche fonctionnelle améliore la précision de l'emplacement 3D du CAH et devrait être employée lors des analyses biomécaniques de la locomotion.

Tout comme les deux études précédentes, la troisième étude présente aussi des limites. En premier lieu, la comparaison entre les deux approches et les mesures radiographiques a été réalisée uniquement dans le plan frontal. Étant donné que les épines iliaques antéro-supérieure ne sont pas toujours visibles sur les radiographies, une comparaison dans le plan sagittal était impossible. Afin de régler cette problématique, des radiographies standardisées sur lesquelles les épines iliaques antéro-supérieures seraient visibles, deux radiographies bidimensionnelles ou l'utilisation d'un système d'imagerie médicale en 3D pourraient être utilisées. En effet, cela faciliterait la localisation de l'emplacement 3D du CAH et il serait alors plus simple de corroborer les résultats avec les données acquises par les systèmes d'analyse de mouvement.

10.4 Retombées de la thèse

Depuis les dernières années, des collaborations entre des domaines connexes et complémentaires amènent des études plus complètes qui ont un impact sur plusieurs aspects tels que l'approche chirurgicale, le type de prothèse, la réadaptation, etc. La première étude permet de consolider l'absence de différence majeure entre la PTH-GT et la RES. Alors, le choix de la prothèse implantée s'avère être la décision du chirurgien qui doit prendre en considération plusieurs caractéristiques du patient, entre autres, l'âge, le mode de vie, l'anatomie de la hanche, etc. De plus, à la suite des résultats de la première étude, l'intégration

d'un programme d'exercices spécifiques en période post-opératoire est recommandée afin de promouvoir la pratique d'activités physiques et sportives.

Pour faire suite à cette étude, dans le cadre de la deuxième étude, un programme d'exercices péri-opératoires semble démontré sur les paramètres spatio-temporels, la force musculaire, les capacités fonctionnelles et les paramètres biomécaniques de la symétrie des membres inférieurs lors de la locomotion des effets bénéfiques. Ces résultats permettent aux chirurgiens d'avoir un argument supplémentaire afin de rassurer les patients plus jeunes qui ont des attentes très élevées envers cette intervention chirurgicale. De plus, les compétences des kinésiothérapeutes avec ce type de clientèle sont reconnues et pourraient être mises à contribution avec des patients souffrant de pathologies similaires comme l'arthroplastie du genou.

Finalement, afin d'améliorer les connaissances et les mécanismes sous-jacents à cette pathologie, une approche plus individualisée a été validée avec une population pathologique. L'utilisation de l'approche fonctionnelle améliore la précision de l'emplacement tridimensionnelle du centre articulaire de la hanche et par conséquent, les données recueillies sont plus réalistes.

-CHAPITRE 11-

11. Conclusion

Ce travail doctoral avait comme objectif principal d'évaluer la locomotion chez des patients ayant subi une arthroplastie de la hanche. Pour ce faire, le patron locomoteur de ces patients a été analysé grâce à des analyses biomécaniques 3D. Dans un premier temps, le contrôle du tronc a été comparé entre une PTH-GT et une prothèse de RES. Dans un deuxième temps, l'effet d'un programme d'exercices péri-opératoire sur la locomotion a été analysé. Dans un troisième temps, l'utilisation d'une approche fonctionnelle pour déterminer l'emplacement du CAH a été faite sur des patients après une arthroplastie de la hanche.

Ensemble, les trois études de ce projet doctoral permettent de mieux connaître les adaptations en périodes pré et post-opératoires. De meilleures connaissances sur les répercussions à la suite d'un remplacement articulaire de la hanche lors de la locomotion, éclairent le choix des chirurgiens au moment de la sélection d'une prothèse (PTH, PTH-GT, RES).

En plus du type de prothèse implantée, une attention particulière doit être portée sur les programmes d'exercices pré et post-opératoires. Pour être en mesure

d'établir et de prescrire des programmes d'exercices spécifiques aux patients en attente ou ayant eu un remplacement articulaire de la hanche, les kinésiolesgues doivent connaître les répercussions et les limitations causées par la pathologie et l'intervention chirurgicale. Ces informations sont connues seulement avec l'utilisation des analyses biomécaniques. Pour les chirurgiens, les kinésiolesgues et les chercheurs, ces analyses biomécaniques n'ont qu'un but ultime: améliorer les connaissances afin de favoriser au maximum la qualité de vie des patients. Ce type d'analyse devrait faire partie intégrante d'un processus d'évaluation péri-opératoire afin d'individualiser les programmes d'entraînement dans l'optique de répondre aux attentes élevées des jeunes patients.

-BIBLIOGRAPHIE-

1. Arden N, Nevitt M. Osteoarthritis: Epidemiology. *Best Pract Res Clin Rheumatol* 2006; 20: 3-25.
2. Heybeli N, Mumcu E. Total hip arthroplasty: History and development. *SDÜ Tıp Fakültesi Dergisi* 1999; 6: 21-7.
3. Learmonth I, Young C, Rorabeck C. The operation of the century: total hip replacement. *Lancet* 2007; 370: 1508-19.
4. Trudelle-Jackson E, Emerson R, Smith S. Outcomes of total hip arthroplasty: A study of patient one year post-surgery. *J Orthop Sports Phys Ther* 2002; 32: 260-7.
5. Majewski M, Bischoff-Ferrari H, Gruneberg C, Dick W, Allum J. Improvements in balance after total hip replacement. *J Bone Joint Surg Br* 2005; 87: 1337-43.
6. Perron M, Malouin F, Moffet H, McFadyen B. Three-dimensional gait analysis in women with a total hip arthroplasty. *Clin Biomech* 2000; 15: 504-15.
7. Mont M, Seyler T, Ragland P, Starr R, Erhart J, Bhave A. Gait analysis of patients with resurfacing hip arthroplasty compared with hip osteoarthritis and standard total hip arthroplasty. *J Arthroplasty* 2007; 22: 100-8.
8. Asayama I, Naito M, Fujisawa M, Kambe T. Relationship between radiographic measurements of reconstructed hip joint position and the Trendelenburg sign. *J Arthroplasty* 2002; 17: 747-51.
9. Long W, Dorr L, Healy B, Perry J. Functional Recovery of Noncemented Total Hip Arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res* 1993; 288: 73-7.
10. Shih C, Du Y, Lin Y, Wu C. Muscular recovery around the hip joint after total hip arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res* 1994; 302: 115-20.
11. Youm T, Maurer S, Stuchin S. Postoperative management after total hip and knee arthroplasty. *J Arthroplasty* 2005; 20: 322-4.
12. Piazza S, Okita N, Cavanagh P. Accuracy of the functional method of hip joint center location: effects of limited motion and varied implementation. *J Biomech* 2001; 34: 967-73.
13. Ehrig R, Taylor W, Duda G, Heller M. A survey of formal methods for determining the centre of rotation of ball joints. *J Biomech* 2006; 39: 2798-809.
14. Leardini A, Cappozzo A, Catani F, Toksvig-Larsen S, Petitto A, Sforza V, et al. Validation of a functional method for the estimation of hip joint centre location. *J Biomech* 1999; 32: 99-103.
15. Horak Z, Kubovy P, Stupka M, Horakova J. Biomechanical factors influencing the beginning and development of osteoarthritis in the hip joint. *Wien Med Wochenschr* 2011; 161: 486-92.
16. Williams F, Spector T. Osteoarthritis. *Medicine* 2006; 34: 364-8.
17. Bijlsma J, Berenbaum F, Lafeber F. Osteoarthritis: an update with relevance for clinical practice. *Lancet* 2011; 377: 2115-26.

18. Cook C, Pietrobon R, Hegedus E. Osteoarthritis and the impact on quality of life health indicators. *Rheumatol Int* 2007; 27: 315-21.
19. Felson D, Zhang Y. An update on the epidemiology of knee and hip osteoarthritis with a view to prevention. *Arthritis Rheum* 1998; 41: 1343-55.
20. Kellgren J, Lawrence J. Radiological assessment of osteo-arthritis. *Ann Rheum Dis* 1957; 16: 494-502.
21. Buckwalter J, Martin J. Osteoarthritis. *Adv Drug Deliv Rev* 2006; 58: 150-67.
22. Sun B, Wu C, Kalunian K. New developments in osteoarthritis. *Rheum Dis Clin North Am* 2007; 33: 135-48.
23. Manek N, Lane N. Osteoarthritis: current concepts in diagnosis and management. *Am Fam Physician* 2000; 61: 1795-804.
24. Felson D, Lawrence R, Hochberg M, McAlindon T, Dieppe P, Minor M, et al. Osteoarthritis: New insights. Part 2: Treatment approaches. *Ann Intern Med* 2000; 133: 726-37.
25. Hurley M. The role of muscle weakness in the pathogenesis of osteoarthritis. *Rheum Dis Clin North Am* 1999; 25: 283-98.
26. Shrier I. Muscle dysfunction versus wear and tear as a cause of osteoarthritis: an epidemiological update. *Br J Sports Med* 2004; 38: 526-35.
27. Van Baar M, Assendelft W, Dekker J, Oostendorp R, Bijlsma J. Effectiveness of exercise therapy in patients with osteoarthritis of the hip or knee: A systematic review of randomized clinical trials. *Arthritis & Rheum* 1999; 42: 1361-9.
28. Dieppe P. Fortnightly review: Management of hip osteoarthritis. *BMJ* 1995; 311: 853-7.
29. Hinton R, Moody R, Davis A, Thomas S. Osteoarthritis: Diagnosis and therapeutic considerations. *Am Fam Physician* 2002; 65: 841-8.
30. Rannou F, Poiraudou S. Non-pharmacological approaches for the treatment of osteoarthritis. *Best Pract Res Clin Rheumatol* 2010; 24: 93-106.
31. Zhang W, Moskowitz R, Nuki G, Abramson S, Altman R, Arden N, et al. OARSI recommendations for the management of hip and knee osteoarthritis, Part II: OARSI evidence-based, expert consensus guidelines. *Osteoarthritis Cartilage* 2008; 16: 137-62.
32. Nordin M, Frankel V. Basic biomechanics of musculoskeletal system. 3th ed ed. Maryland: Editor; 2001.
33. Migaud H, Girard J, Soenen M. What is the best surgical approach for total hip replacement? Careful assessment of data reported by French promoting experts. *Interact Surg* 2007; 2: 155-9.
34. Meneghini R, Smits S, Swinford R, Bahamonde R. A randomized, prospective study of 3 minimally invasive surgical approaches in total hip arthroplasty: Comprehensive gait analysis. *J Arthroplasty* 2008; 23: 68-73.
35. Hoppenfeld S, deBoer P. Surgical exposure in orthopaedics: The anatomic approach. 3rd ed ed. Pennsylvania: Editor; 2003.
36. Rissanen P, Aro S, Sintonen H, Slätis P, Paavolainen P. Quality of life and functional ability in hip and knee replacements: A prospective study. *Qual Life Res* 1996; 5: 56-64.

37. Vendittoli P, Lavigne M, Roy A, Lusignan M. A prospective randomized clinical trial comparing metal-on-metal total hip arthroplasty and metal-on-metal total hip resurfacing in patients less than 65 years old. *Hip Int* 2006; 16: 73-81.
38. Malchau H, Herberts P, Eisler T, Garellick G, Soderman P. The Swedish total hip replacement register. *J Bone Joint Surg Am* 2002; 84: 2-20.
39. Harlan C, Amstutz PEB, Frederick J, Dorey, Michel J, Le Duff, Pat A, Campbell; Thomas A, Gruen, . Metal-on-Metal Hybrid Surface Arthroplasty: Two to Six-Year Follow-up Study *The Journal of Bone & Joint Surgery* 2004; 86: 28-39
40. Nantel J, Termoz N, Centomo H, Lavigne M, Vendittoli P, Prince F. Postural balance during quiet standing in patients with total hip arthroplasty and surface replacement arthroplasty. *Clin Biomech* 2008; 23: 402-7.
41. Nantel J, Termoz N, Vendittoli P, Lavigne M, Prince F. Gait patterns after total hip arthroplasty and surface replacement arthroplasty. *Arch Phys Med Rehabil* 2009; 90: 463-9.
42. Dujardin F, Aucouturier T, Bocquet G, Duparc F, Weber J, JM T. Kinematics of the hip joint during gait in normal subjects and osteoarthritis patients. *Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot* 1998; 84: 689-99.
43. McGrory B, Morrey B, Rand J, Ilstrup D. Correlation of patient questionnaire responses and physician history in grading clinical outcome following hip and knee arthroplasty: A prospective study of 201 joint arthroplasties. *J Arthroplasty* 1996; 11: 47-57.
44. Bellamy N, Buchanan W, Goldsmith C, Campbell J, Stitt L. Validation study of WOMAC: a health status instrument for measuring clinically important patient relevant outcomes to antirheumatic drug therapy in patients with osteoarthritis of the hip or knee *J Rheumatol* 1988; 15: 1833-40.
45. Hawker G, Melfi C, Paul J, Green R, Bombardier C. Comparison of a generic (SF-36) and a disease specific (WOMAC) (Western Ontario and McMaster Universities Osteoarthritis Index) instrument in the measurement of outcomes after knee replacement surgery. *J Rheumatol* 1995; 22: 1193-6.
46. Kalairajah Y, Azurza K, Hulme C, Molloy S, Drabu K. Health Outcome Measures in the Evaluation of Total Hip Arthroplasties—A Comparison Between the Harris Hip Score and the Oxford Hip Score. *J Arthroplasty* 2005; 20: 1037-41.
47. Ware J, Gandek B. Overview of the SF-36 Health Survey and the International Quality of Life Assessment (IQOLA) Project. *J Clin Epidemiol* 1998; 51: 903-12.
48. Ahmad M, Xypnitos F, Giannoudis P. Measuring hip outcomes: Common scales and checklists. *Injury* 2011; 42: 259-64.
49. Murray M, Gore D, Clarkson B. Walking patterns of patients with unilateral hip pain due to osteoarthritis and avascular necrosis. *J Bone Joint Surg* 1971; 53: 259-74.
50. Watelain E, Dujardin F, Babier F, Dubois D, Allard P. Pelvic and lower limb compensatory actions of subjects in early stage of hip osteoarthritis. *Arch Phys Med Rehabil* 2001; 82: 1705-11.
51. Kiss R. Effect of walking speed and severity of hip osteoarthritis on gait variability. *J Electromyogr Kinesiol* 2010; 20: 1044-51.

52. Fang M, Heiney C, JM Y, Harada N, Sulabha M, Perell-Gerson K. Clinical and spatiotemporal gait effects of canes in hip osteoarthritis. *PM R* 2012; 4: 30-6.
53. Crowinshield R, Brand R, Johnston R. The effects of walking velocity and age on hip kinetics. *Clin Orthop* 1978; 132: 104-44.
54. Kang H, Dingwell J. Separating the effects of age walking speed on gait variability. *Gait Posture* 2008a; 28: 572-9.
55. Kang H, Dingwell J. Effects of walking speed, strenght and range of motion on gait stability in healty older adults. *J Biomech* 2008b; 41: 2899-905.
56. DeVita P, Hortobagyu T. Age causes a redistribution of joint torques and powers during gait. *J Appl Physiol* 2000; 4: 1804-11.
57. Kerrigan D, Lee K, Collins J, Lipsitz L. Reduced hip extension during walking: Healthy elderly and fallers versus young adults. *Arch Phys Med Rehabil* 2001; 82: 26-31.
58. Hulet C, Hurwitz D, Andriacchi T, Galante J, Vielpeau C. Fonctionnal gait adaptations in patients with painful hip. *J Bone Joint Surg* 2002; 84: 24-30.
59. Hurwitz D, Hulet C, Andriacchi T, Rosenberg A, Galante J. Gait compensations in patients with osteoarthritis of the hip and their relationship to pain and passive hip joint motion. *J Orthop Res* 1997; 15: 629-35.
60. Reninga H, Stevens M, Wagenmakers R, Bulstra S, Groothoff J, Zilstra W. Subjects with hip osteoarthritis show distinctive patterns of trunk movements during gait: a body fixed sensor based analysis. *J Neuroeng Rehabil* 2012; 9: 913-20.
61. Arokoski M, Arokoski J, Haara M, Kankaanpää M, Vesterinen M, Niemitukia L, et al. Hip muscle strength and muscle cross sectional area in men with and without hip osteoarthritis. *J Rheumatol* 2002; 29: 2185-95.
62. Rasch A, Dalén N, Berg H. Test methods to detect hip and knee muscle weakness and gait disturbance in patients with hip osteoarthritis. *Arch Phys Med Rehabil* 2005; 86: 2371-6.
63. Pai V. Significance of the Trendelenburg test in total hip arthroplasty: Influence of lateral approaches. *J Arthroplasty* 1996; 11: 174-9.
64. Delp S, Maloney W. Effects of hip center location on the moment-generating capacity of the muscles. *J Biomech* 1993; 26: 485-99.
65. Gilbey H, Ackland T, Wang A, Morton A, Troughet T, Tapper J. Exercise improves early functional recovery after total hip arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res* 2003; 408: 193-200.
66. Wang A, Gilbey H, Ackland T. Perioperative exercise programs improve early return of ambulatory function after total hip arthroplasty: A randomized, controlled trial. *Am J Phys Med Rehabil* 2002; 81: 801-6.
67. Viliiani T, Huber V, Pasquetti P, Poli P, Marcucci M, Popolizio A. Rehabilitation after primary total hip replacement: Comparison between italian and international protocols. *Eur Med Phys* 2004; 40: 67-74.
68. Trudelle-Jackson E, Smith S. Effects of a late-phase exercise program after total hip arthroplasty: a randomized controlled trial and. *Arch of Phys Med Rehabil* 2004; 85: 1056-62.

69. Kalairajah Y, Azurza K, Hulme C, Molloy S, Drabu KJ. Health Outcome Measures in the Evaluation of Total Hip Arthroplasties—A Comparison Between the Harris Hip Score and the Oxford Hip Score. *The Journal of Arthroplasty* 2005; 20: 1037-41.
70. Loizeau J, Allard P, Duhaime M, Landjerit B. Bilateral gait patterns in subjects fitted with a total hip prosthesis. *Arch Phys Med Rehabil* 1995; 76: 552-7.
71. Sashika H, Matsuba Y, Watanabe Y. Home program of physical therapy: Effect on disabilities of patients with total hip arthroplasty. *Arch Phys Med Rehabil* 1996; 77: 273-7.
72. Tanaka Y. Gait analysis of patients with osteoarthritis of the hip and those with total hip arthroplasty. *Biomed Mater Eng* 1998; 8: 187-96.
73. Beaulieu M, Lamontagne M, Beulé P. Lower limb biomechanics during gait do not return to normal following total hip arthroplasty. *Gait Posture* 2010; 32: 269-73.
74. Vogt L, Bretmann K, Pfeifer K, Banzer W. Walking patterns of hip arthroplasty patients: some observations on the medio-lateral excursions of the trunk. *Disabil Rehabil* 2003; 25: 309-17.
75. Lavigne M, Therrien M, Nantel J, Roy A, Prince F, Vendittoli PA. The functional outcome of hip resurfacing and large-head THA is the same: A randomized, double-blind study. *Clin Orthop and Related Research* 2010; 468: 326-36.
76. Crowninshield RD, Rosenberg AG, Sporer SM. Changing Demographics of Patients with Total Joint Replacement. *Clinical Orthopaedics and Related Research* 2006; 443: 266-72. [10.1097/01.blo.0000188066.01833.4f](https://doi.org/10.1097/01.blo.0000188066.01833.4f).
77. Coudeyre E, Jardin C, Givron P, Ribinik P, Revel M, Rannou F. Could preoperative rehabilitation modify postoperative outcomes after total hip and knee arthroplasty? Elaboration of French clinical practice guidelines. *Ann Readapt Med Phys* 2007; 50: 189-97.
78. Brown M, Hislop H, Waters R, Porell D. Walking Efficiency Before and After Total Hip Replacement. *Phys Ther* 1980; 60: 1259-63.
79. Jan M, Hung J, Lin J, Wang S, Liu T, Tang P. Effects of a home program on strength, walking speed, and function after total hip replacement. *Arch Phys Med Rehabil* 2004; 85: 1943-51.
80. Kettunen J, Kujala U. Exercise therapy for people with rheumatoid arthritis and osteoarthritis. *Scan J Med Sc Sports* 2004; 14: 138-42.
81. Pedretti L, Early M. *Occupational therapy*. 5th ed ed. Missouri: Editor; 2001.
82. Ackerman I, Bennell K. Does pre-operative physiotherapy improve outcomes from lower limb joint replacement surgery? A systematic review. *Aust J Physiother* 2004; 50: 25-30.
83. Rooks D, Huang J, Bierbaum B, Bolus S, Rubano J, Connolly C, et al. Effect of preoperative exercise on measures of functional status in men and women undergoing total hip and knee arthroplasty. *Arthrit Care Res* 2006; 55: 700-8.
84. Philbin E, Groff G, Ries M, Miller T. Cardiovascular fitness and health in patients with end-stage osteoarthritis. *Arthritis Rheum* 1995; 38: 799-805.
85. Kelly K, Voaklander D, Johnston D, Newman S, Suarez-Almazor M. Change in pain and function while waiting for major joint arthroplasty. *J Arthroplasty* 2001; 16: 351-9.

86. Studenski S, Duncan P, Chandler J, Samsa G, Prescott B, Hogue C, et al. Predicting falls: The role of mobility and nonphysical factors. *J Am Geriatr Soc* 1994; 42: 297-302.
87. Holtzman J, Saleh K, Kane R. Effect of baseline functional status and pain on outcomes of total hip arthroplasty. *J Bone Joint Surg* 2002; 84: 1942-8.
88. Bendall M, Bassey E, Pearson M. Factors Affecting Walking Speed of Elderly People. *Age Ageing* 1989; 18: 327-32.
89. Fortin PR, Clarke AE, Joseph L, Liang MH, Tanzer M, Ferland D, et al. Outcomes of total hip and knee replacement: Preoperative functional status predicts outcomes at six months after surgery. *Arthritis & Rheumatism* 1999; 42: 1722-8.
90. Shelbourne K, Nitz P. Accelerated rehabilitation after anterior cruciate ligament reconstruction. *Am J Sports Med* 1990; 18: 292-9.
91. Wheatley W, Krome J, Martin D. Rehabilitation programmes following arthroscopic meniscectomy in athletes. *Sports Med* 1996; 21: 447-56.
92. Sharma V, Morgan P, Cheng E. Factors Influencing Early Rehabilitation After THA: A Systematic Review. *Clin Orthop Relat Res* 2009; 467: 1400-11.
93. Whitney J, Parkman S. Preoperative physical activity, anesthesia, and analgesia: Effects on early postoperative walking after total hip replacement. *Appl Nurs Res* 2002; 15: 19-27.
94. Nunley R, Ruh E, Zhang Q, Della Valle C, Engh Jr CA, Berend M, et al. Do Patients Return to Work After Hip Arthroplasty Surgery. *J Arthroplasty* 2011; 26: 92-8.
95. Maire J, Dugueacute B, Faillenot-Maire AF, Tordi N, Parratte B, Smolander J, et al. Recovery after total hip joint arthroplasty in elderly patients with osteoarthritis: Positive effect of upper limb interval-training. *J Rehabil Med* 2003; 35: 174-9.
96. Grange C, Maire J, Gros Lambert A, Tordi N, Duque B, Pernin J, et al. Perceived exertion and rehabilitation with arm crank in elderly patients after total hip arthroplasty: A preliminary study. *J Rehabil Res Dev* 2004; 41: 611-20.
97. Maire J, Faillenot-Maire A, Grange C, Duque B, Tordi N, Parratte B, et al. A specific arm-interval exercise program could improve the health status and walking ability of elderly patients after total hip arthroplasty: a pilot study. *J Rehabil Med* 2004; 2: 92-4.
98. Lavigne M, Ganapathi M, Mottard S, Girard J, Vendittoli P-A. Range of motion of large head total hip arthroplasty is greater than 28 mm total hip arthroplasty or hip resurfacing. *Clin Biomech In Press, Corrected Proof.*
99. Galea MP, Levinger P, Lythgo N, Cimoli C, Weller R, Tully E, et al. A Targeted Home- and Center-Based Exercise Program for People After Total Hip Replacement: A Randomized Clinical Trial. *Arch Phys Med Rehabil* 2008; 89: 1442-7.
100. Hesse S, Werner C, Seibel H, von Frankenberg S, Kappel E, Kirker S, et al. Treadmill training with partial body-weight support after total hip arthroplasty: a randomized controlled trial. *Arch Phys Med Rehabil* 2003; 84: 1767-73.
101. Unlu E, Eksioglu E, Aydog E, Aydođ S, Atay G. The effect of exercise on hip muscle strength, gait speed and cadence in patients with total hip arthroplasty: a randomized controlled study. *Clin Rehabil* 2007; 21: 706-11.
102. Dauty M, Genty M, Ribinik P. Physical training in rehabilitation programs before and after total hip and knee arthroplasty. *Ann Readapt Med Phys* 2007; 50: 462-8.

103. Lenssen A, de Bie R. Role of physiotherapy in peri-operative management in total knee and hip surgery. *Injury* 2006; 37: 41-3.
104. Bourne R, Rorabeck C. Soft tissue balancing: The hip. *J Arthroplasty* 2002; 17: 17-22.
105. Johnston R, Brand R, Crowninshield R. Reconstruction of the hip. A mathematical approach to determine optimum geometric relationships. *J Bone Joint Surg Am* 1979; 61: 639-52.
106. Sakai T, Sugano N, Ohzono K, Nishii T, Haraguchi K, Yoshikawa H. Femoral anteversion, femoral offset, and abductor lever arm after total hip arthroplasty using a modular femoral neck system. *J Orthop Sci* 2002; 7: 62-7.
107. Asayama I, Chamnongkitch S, Simpson K, Kinsey T, Mahoney O. Reconstructed hip joint position and abductor muscle strength after total hip arthroplasty. *J Arthroplasty* 2005; 20: 414-20.
108. McGrory B, Morrey B, Cahalan T, An K, Cabanela M. Effect of femoral offset on range of motion and abductor muscle strength after total hip arthroplasty. *J Bone Joint Surg Br* 1995; 77: 865-9.
109. Wilmore JH, Costill DL, Kenney WL. *Physiologie du sport et de l'exercice*. 4e édition ed. Bruxelles: Editor; 2009.
110. Kirkwood R, Culham E, Costigan P. Radiographic and non-invasive determination of the hip joint center location: effect on hip joint moments. *Clin Biomech* 1999; 14: 227-35.
111. Stagni R, Leardini A, Cappozzo A, Benedetti M, Cappello A. Effects of hip joint centre mislocation on gait analysis results. *J Biomech* 2000; 33: 1479-87.
112. Frigo C, Rabuffetti M. Multifactorial estimation of hip and knee joint centres for clinical application of gait analysis. *Gait Posture* 1998; 8: 91-102.
113. Wu G, Siegler S, Allard P, Kirtley C, Leardini A, Rosenbaum D, et al. ISB recommendation on definitions of joint coordinate system of various joints for the reporting of human joint motion—part I: ankle, hip, and spine. *J Biomech* 2002; 35: 543-8.
114. Asla R, Deland J. *Anatomy and biomechanics of the foot and ankle*. 2nd ed ed. Pennsylvania: Editor; 2004.
115. Davis R, DeLuca P. *Clinical gait analysis: current methods and future directions*. 1st ed ed. New York: Editor; 1996.
116. Bell A, Pedersen D, Brand R. A comparison of the accuracy of several hip center location prediction methods. *J Biomech* 1990; 23: 617-21.
117. Davis R, Öunpuu S, Tyburski D, Gage J. A gait analysis data collection and reduction technique. *Hum Mov Sci* 1991; 10: 575-87.
118. Seidel G, Marchinda D, Dijkers M, Soutas-Little R. Hip joint center location from palpable bony landmarks--A cadaver study. *J Biomech* 1995; 28: 995-8.
119. Lopomo N, Sun L, Zaffagnini S, Giordano G, Safran M. Evaluation of formal methods in hip joint center assessment: An in vitro analysis. *Clin Biomech* 2010; 25: 206-12.

120. Piazza S, Erdemir A, Okita N, Cavanagh P. Assessment of the functional method of hip joint center location subject to reduced range of hip motion. *J Biomech* 2004; 37: 349-56.
121. Camomilla V, Cereatti A, Vannozzi G, Cappozzo A. An optimized protocol for hip joint centre determination using the functional method. *J Biomech* 2006; 39: 1096-106.
122. Della Croce U, Cappozzo A, Kerrigan D. Pelvis and lower limb anatomical landmark calibration precision and its propagation to bone geometry and joint angles. *Med Biol Eng Comput* 1999; 37: 155-61.
123. Hicks J, Richards J. Clinical applicability of using spherical fitting to find hip joint centers. *Gait Posture* 2005; 22: 138-45.
124. van Dijk C, Bimmel R, Haddad F. Surgical approaches in primary total hip arthroplasty - pros and cons. *J Orthop Traumatol* 2009; 23: 27-34.
125. Parks M, Macaulay W. Operative approaches for total hip replacement. *Oper Tech Orthop* 2000; 10: 106-14.
126. Teratani T, Naito M, Shiramizu K. Intraoperative Muscle Damage in Total Hip Arthroplasty. *J Arthroplasty* 2010; 25: 977-81.
127. Laupacis A, Bourne R, Rorabeck C, Feeny D, Tugwell P, Wong C. Comparison of Total Hip Arthroplasty Performed with and without Cement : A Randomized Trial. *J Bone Joint Surg Am* 2002; 84: 1823-8.
128. Madsen M, Ritter M, Morris H, Meding J, Berend M, Faris P, et al. The effect of total hip arthroplasty surgical approach on gait. *J Orthop Res* 2004; 22: 44-50.
129. Vasavada A, Delp S, Maloney W, Schurman D, Zajac F. Compensating for Changes in Muscle Length in Total Hip Arthroplasty: Effects on the Moment Generating Capacity of the Muscles. *Clin Orthop Relat Res* 1994; 302: 121-33.
130. Loeser R. Aging and osteoarthritis: the role of chondrocyte senescence and aging changes in the cartilage matrix. *Osteoarthritis Cartilage* 2009; 17: 971-9.
131. MacKichan F, Wylde V, Dieppe P. The assessment of musculoskeletal pain in the clinical setting. *Rheum Dis Clin North Am* 2008; 34: 311-30.
132. Malchau H, Herberts P, Eisler T, Garellick G, Soderman P. The Swedish Total Hip Replacement Register. *J Bone Joint Surg Am* 2002; 84: S2-20.
133. Grigoris P, Roberts P, Panousis K, Bosch H. The evolution of hip resurfacing arthroplasty. *Orthop Clin North Am* 2005; 36: 125-34.
134. Buergi M, Walter W. Hip resurfacing arthroplasty: The Australian experience. *J Arthroplasty* 2007; 22: 61-5.
135. Jameson S, Langton D, Natu S, Nargol T. The influence of age and sex on early clinical results after hip resurfacing: An independent center analysis. *J Arthroplasty* 2008; 23: 50-5.
136. Girard J, Lavigne M, Vendittoli P, Roy A. Biomechanical reconstruction of the hip. *J Bone Joint Surg Br* 2006; 88: 721-6.
137. ViconR. Plug-in-gait modelling instructions. Oxford, UK.: Editor; 2002.
138. Winter D. Human balance and posture control during standing and walking. *Gait Posture* 1995; 3: 193-214.

139. Reh W, Scheffler B. Significance tests and confidence intervals for coefficients of variation. *Comput Stat Data Anal* 1996; 22: 449-52.
140. Moriello C, Mayo N. Development of a position-specific index of muscle strength to be used in stroke evaluation. *Arch Phys Med Rehabil* 2006; 87: 1490-5.
141. Bohannon R. Test-retest reliability of hand-held dynamometry during a single session of strength assessment. *Phys Ther* 1986; 66: 206-9.
142. Perron M, Malouin F, Moffet H. Assessing advanced locomotor recovery after total hip arthroplasty with the timed stair test. *Clin Rehabil* 2003; 17: 780-6.
143. Gore D, Murray M, Gardner G, Sepic S. Hip function after total vs. surface replacement. *Acta Orthop* 1985; 56: 386-90.
144. Hurwitz D, Foucher K, Sumner D, Andriacchi T, Rosenberg A, Galante J. Hip motion and moments during gait relate directly to proximal femoral bone mineral density in patients with hip osteoarthritis. *J Biomech* 1998; 31: 919-25.
145. Nankaku M, Tsuboyama T, Kakinoki R, Kawanabe K, Kanzaki H, Mito Y, et al. Gait analysis of patients in early stages after total hip arthroplasty: effect of lateral trunk displacement on walking efficiency. *J Orthop Sci* 2007; 12: 550-4.
146. Nantel J, Termoz N, Vendittoli PA, Lavigne M, Prince F, Nantel J, et al. Gait patterns after total hip arthroplasty and surface replacement arthroplasty. *Archives of Physical Medicine & Rehabilitation* 2009; 90: 463-9.
147. Lavigne M, Masse V, Girard J, Roy AG, Vendittoli P. Activités sportives après resurfaçage et prothèse totale de hanche : Une étude prospective randomisée. *Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot* 2008; 94: 361-7.
148. Pollard T, Baker R, Eastaugh-Waring S, Bannister G. Treatment of the young active patient with osteoarthritis of the hip: A five-to-seven-year comparison of hybrid total hip arthroplasty and metal-on-metal resurfacing *J Bone Joint Surg Br* 2006; 88: 592-600.
149. Vail T, Mina C, Yergler J, Pietrobon R. Metal-on-metal hip resurfacing compares favorably with THA at 2 Years followup. *Clin Orthop Relat Res* 2006; 453: 123-31
150. Hausdorff J, Cudkowicz M, Firtion R, Wei J, Goldberger A. Gait variability and basal ganglia disorders: Stride-to-stride variations of gait cycle timing in parkinson's disease and Huntington's disease. *Mov Disord* 1998; 13: 428-37.
151. Newell K, Corcos D. Variability and motor control. Chicago: Editor; 1993.
152. Hausdorff JM, Cudkowicz ME, Firtion R, Wei JY, Goldberger AL. Gait variability and basal ganglia disorders: Stride-to-stride variations of gait cycle timing in parkinson's disease and Huntington's disease. *Mov Disord* 1998; 13: 428-37.
153. Newell KM, Corcos, D.M. Variability and motor control. Illinois: Chicago: Editor; 1993.
154. Pailhous J, Bonnard M. Steady-state fluctuations of human walking. *Behav Brain Res* 1992; 47: 181-9.
155. McCarthy J, Lee J. Hip arthroscopy: Indications, outcomes, and complications. *J Bone Joint Surg Am* 2005; 87: 1137-45.
156. Donner A, Eliasziw M. Sample size requirements for reliability studies. *Stat Med* 1987; 6: 441-8.

157. Laupacis A, Bourne R, Rorabeck C, Feeny D, Tugwell P, Wong C. Comparison of Total Hip Arthroplasty Performed with and without Cement : A Randomized Trial. *J Bone Joint Surg Am* 2002; 84: 1823-8.
158. Brander V, Malhotra S, Jet J, Heinemann A, Stulberg S. Outcome of hip and knee arthroplasty in persons aged 80 years and older. *Clin Orthop Relat Res* 1997; 345: 67-78.
159. Oken O, Yildirim A, Yavuzer G, Gulcek M, Unal V, Unacer A, et al. Gait symmetry in patients with unilateral partial hip arthroplasty. *Eklemler Hastalik Cerrahisi* 2010; 21: 86-90.
160. Gitter A, Czerniecki J, Meinders M. Effect of prosthetic mass on swing phase work during above-knee amputee ambulation. *Am J Phys Med Rehabil* 1997; 76: 114-21.
161. Sadeghi H. Local or global asymmetry in gait of people without impairments. *Gait Posture* 2003; 17: 197-204.
162. White S, Lifeso R. Altering asymmetric limb loading after hip arthroplasty using real-time dynamic feedback when walking. *Arch Phys Med Rehabil* 2005; 86: 1958-63.
163. Andriacchi T. Dynamics of pathological motion: Applied to the anterior cruciate deficient knee. *J Biomech* 1990; 23: 99-105.
164. Wang AW, Gilbey HJ, Ackland TR. Perioperative Exercise Programs Improve Early Return of Ambulatory Function After Total Hip Arthroplasty: A Randomized, Controlled Trial. *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation* 2002; 81: 801-6.
165. Bellamy N, Buchanan W, Goldsmith C, Campbell J, Stitt L. Validation study of WOMAC: a health status instrument for measuring clinically important patient relevant outcomes to antirheumatic drug therapy in patients with osteoarthritis of the hip or knee *J Rheumatol* 1988; 15: 1833-40.
166. Bohannon RW. Test-Retest Reliability of Hand-Held Dynamometry During a Single Session of Strength Assessment. *Physical Therapy* 1986; 66: 206-9.
167. Eng J, Winter D. Kinetic analysis of the lower limbs during walking: What information can be gained from a three-dimensional model? *J Biomech* 1995; 28: 753-8.
168. Downing N, Clark D, Hutchinson J, Colclough K, Howard P. Hip abductor strength following total hip arthroplasty. A prospective comparison of the posterior and lateral approach in 100 patients. *Acta Orthop Scand* 2001; 72: 215-20.
169. McCrory J, White S, Lifeso R. Vertical ground reaction forces: objective measures of gait following hip arthroplasty. *Gait Posture* 2001; 14: 104-9.
170. Andriacchi T. Dynamics of pathological motion: Applied to the anterior cruciate deficient knee. *Journal of Biomechanics* 1990; 23: 99-105.
171. Davis RB, Öunpuu S, Tyburski D, Gage JR. A gait analysis data collection and reduction technique. *Human Movement Science* 1991; 10: 575-87.
172. Delp S, Wixson R, Komattu A, Kocmond J. How superior placement of the joint center in hip arthroplasty affects the abductor muscles. *Clin Orthop Relat Res* 1996; 328: 137-46.
173. Heller M, Bergmann G, Deuretzbacher G, Claes L, Haas N, Duda G. Influence of femoral anteversion on proximal femoral loading: measurement and simulation in four patients. *Clin Biomech* 2001; 16: 644-9.

174. Lenaerts G, De Groote F, Demeulenaere B, Mulier M, Van der Perre G, Spaepen A, et al. Subject-specific hip geometry affects predicted hip joint contact forces during gait. *J Biomech* 2008; 41: 1243-52.
175. Lenaerts G, Bartels W, Gelaude F, Mulier M, Spaepen A, Van der Perre G, et al. Subject-specific hip geometry and hip joint centre location affects calculated contact forces at the hip during gait. *J Biomech* 2009; 42: 1246-51.
176. Sliwinski M, Sisto S, Batavia M, Chen B, Forrest G. Dynamic stability during walking following unilateral total hip arthroplasty. *Gait Posture* 2004; 19: 141-7.
177. Ehrig R, Taylor W, Duda G, Heller M. A survey of formal methods for determining functional joint axes. *J Biomech* 2007; 40: 2150-7.
178. Delp SL, Maloney W. Effects of hip center location on the moment-generating capacity of the muscles. *Journal of Biomechanics* 26: 485-99.
179. Williams O, Fitzpatrick R, Hajat S, Reeves B, Stimpson A, Morris R, et al. Mortality, morbidity, and 1-year outcomes of primary elective total hip arthroplasty. *J Arthroplasty* 2002; 17: 165-71.
180. Williamson J, Reckling F. Limb length discrepancy and related problems following total hip joint replacement. *Clin Orthop Relat Res* 1978; 134: 135-8.
181. Hurwitz DE, Foucher KC, Sumner DR, Andriacchi TP, Rosenberg AG, Galante JO. Hip motion and moments during gait relate directly to proximal femoral bone mineral density in patients with hip osteoarthritis. *J Biomech* 1998; 31: 919-25.
182. Prince F, Corriveau H, Hébert R, Winter D. Gait in the elderly. *Gait Posture* 1997; 5: 128-35.
183. White SC, Lifeso RM. Altering Asymmetric Limb Loading After Hip Arthroplasty Using Real-Time Dynamic Feedback When Walking. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* 2005; 86: 1958-63.

-ANNEXES-

1
2
3
4
5
6
7
8
9
10
11
12
13
14
15
16
17
18
19
20
21
22
23

Annexe 1	Programme de réadaptation standard de l'hôpital Maisonneuve-Rosemont
Annexe 2	Programme d'entraînement pré-opératoire
Annexe 3	Programme d'entraînement post-opératoire
Annexe 4	Modèle <i>Plug-in-Gait</i> de Vicon
Annexe 5	Paramètres biomécaniques

1

2

3

4

5

6

7

8

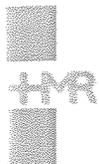
ANNEXE 1

9

Programme de réadaptation standard de l'hôpital Maisonneuve-Rosemont

10

1

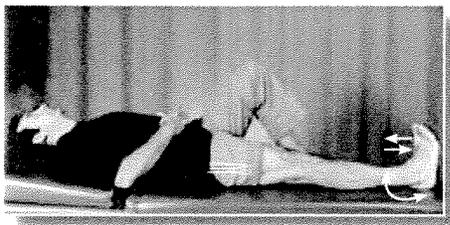


Exercices

Exercices circulatoires

Il est important de mobiliser fréquemment la cheville et les orteils durant la journée pour activer la circulation, diminuer l'œdème et le risque de thrombophlébite. Cet exercice doit être débuté avant votre chirurgie.

- Jambes allongées : tirer les pieds vers soi le plus possible puis pointer vers le bas le plus possible.
- Un pied à la fois, faire des cercles avec la cheville dans une direction puis dans l'autre sans bouger la jambe.



Exercices pour améliorer les amplitudes articulaires et la force musculaire

L'exécution quotidienne des exercices suivants facilitera le retour du mouvement normal de votre hanche. À moins d'indication contraire, **une dizaine de répétitions de chaque exercice à raison de une à deux fois par jour suffit.**

Après vos exercices, vous pouvez appliquer de la glace. Celle-ci sera à l'intérieur d'une serviette humide froide qui peut être déposée sur la zone douloureuse ou enflée.
(20 minutes)

Le programme d'exercices qui suit respecte toutes les indications relatives à votre prothèse, mais il est essentiel qu'il soit révisé par votre physiothérapeute avant votre départ à domicile soit pour omettre ou modifier des exercices afin de respecter votre propre condition médicale. Si un manque d'équilibre nécessite l'utilisation d'une canne ou marchette, veuillez consulter votre physiothérapeute ou votre chirurgien avant de procéder à des activités plus demandantes. Le temps mentionné en semaines postopératoire, où l'exercice est permis, est à titre indicatif et peut varier selon chaque individu; il est essentiel de se référer au physiothérapeute traitant.

2

3



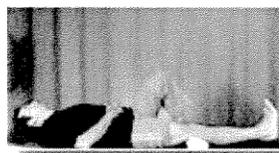
Couché sur le dos, jambe saine pliée, jambe opérée allongée

- Pousser le genou dans le matelas tout en essayant de décrocher le talon du lit, sans lever la cuisse du matelas.
 - Tenir 8 secondes et relâcher.
- Cet exercice peut être débuté avant votre chirurgie.



Couché sur le dos, jambe saine pliée, jambe opérée allongée

- Placer un bloc (ou une serviette roulée) sous le genou.
- Étendre le genou bien droit en levant le pied, sans décrocher le genou du bloc.
- Tenir 8 secondes et descendre lentement.



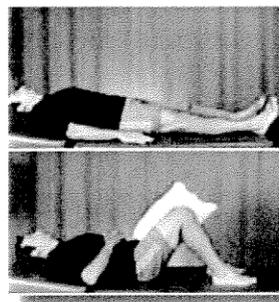
Assis, jambe opérée légèrement fléchie

- Pousser le pied contre une bande élastique.
- Tenir la contraction 8 secondes et relâcher.



Couché sur le dos, jambes allongées

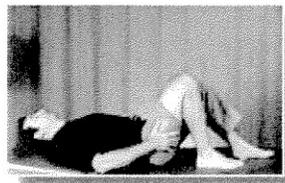
- Serrer les fesses ensemble, tenir 8 secondes et relâcher.
Ne pas coller les jambes en faisant cet exercice.
- Mettre un coussin entre les deux cuisses, serrer celui-ci.
- Tenir 8 secondes et relâcher.





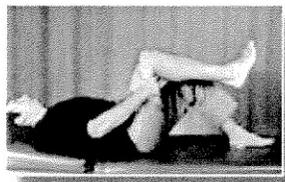
Couché sur le dos, jambe saine pliée

- Plier le genou et la hanche en glissant le pied sur le matelas. Au début, vous pouvez mettre un sac de plastique sous la jambe pour mieux glisser.
- Garder le genou aligné avec votre épaule.
- Redescendre doucement sans provoquer de douleur.



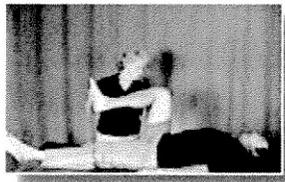
Couché sur le dos, jambe saine pliée

- A l'aide de vos mains, vous devez plier votre hanche graduellement, mais sans forcer le mouvement.
- Vous ne devez pas dépasser 90 degrés pour 6 semaines.



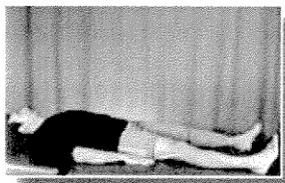
Couché sur le dos, jambe saine allongée (postop)

- Un partenaire plie le genou et la hanche jusqu'à 90 degrés.



Couché sur le dos, jambes allongées

- Écarter la jambe opérée le plus loin possible sans tourner le pied et la ramener.
- Au début, un sac de plastique sous la jambe peut faciliter le mouvement.





Debout, une main appuyée sur une surface fixe pour maintenir l'équilibre

- Déplacer votre jambe vers l'avant et vers l'arrière.



- Le tronc légèrement fléchi, plier légèrement les genoux et remonter lentement.
- Gardez la position 5 secondes avant de vous relever.





En position assise, (2-3 semaines)

- En ouvrant sur le côté, vous pourrez forcer contre une résistance fixe (exemple un mur).
- Tenir la contraction 8 secondes et relâcher.



Couché, sur le dos, genoux pliés

- Écarter les jambes vers l'extérieur et les ramener vers l'intérieur tout en gardant un espace de la largeur de vos épaules entre les deux genoux.



Position assise, jambe saine allongée (2 semaines)

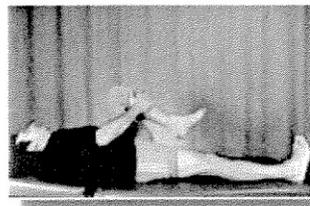
- Plier le genou opéré à 30 degrés.
Pousser le talon dans la table pour renforcer les muscles fléchisseurs.





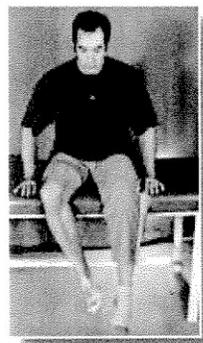
Couché sur le dos, jambe opérée allongée (2 semaines)

- Plier la jambe saine le plus possible tout en gardant bien les fesses au sol.



Position assise, cuisse de la jambe opérée bien appuyée (2 semaines)

- Balancer votre pied vers l'intérieur.



Position assise, genou fléchi jambe placée contre un mur (2- 3 semaines)

- a) Poussez le côté externe du pied contre le mur puis,
- b) le côté interne.

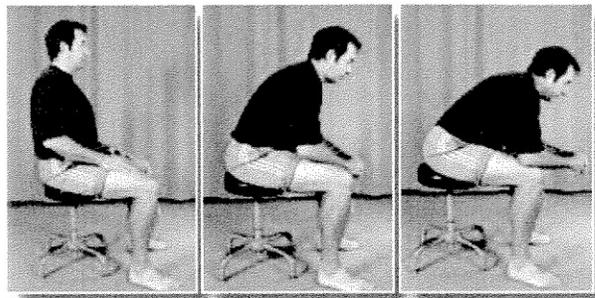


Exercices après 6 semaines



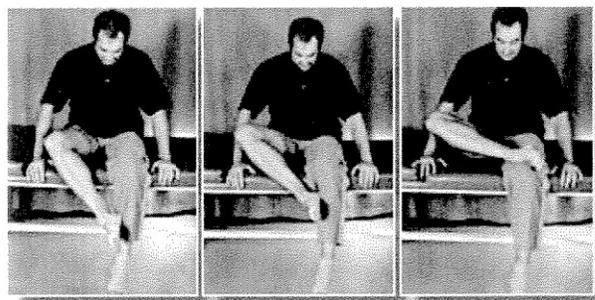
Assis, genoux écartés

- Se pencher vers l'avant progressivement.
- La flexion complète peut être obtenue après 6 semaines.



Assis, genoux écartés

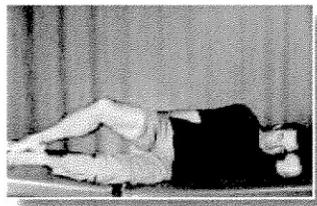
- Essayez de saisir votre cheville avec votre main opposée dans le but de mettre bas et chaussures.
- Commencez lentement en touchant la cheville, puis le mollet, le genou pour finalement prendre appui sur la cuisse.





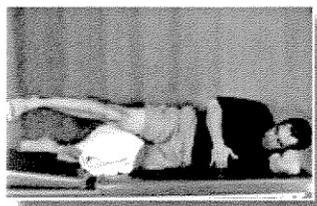
Couché sur le côté non opéré, les deux jambes légèrement fléchies

- Ouvrez la jambe opérée vers le haut tout en gardant les pieds ensemble.



Couché sur le côté non-opéré

- Vous pouvez garder un oreiller entre les jambes. Soulever la jambe opérée de quelques pouces en prenant soin de la garder en ligne avec le corps.
- Tenir 8 secondes et relâcher.



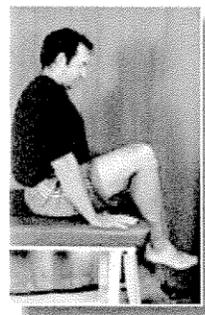
Position debout

- Déplacer votre jambe sur le côté tout en gardant le genou et le dos bien droits



**Position assise, les deux cuisses bien appuyées**

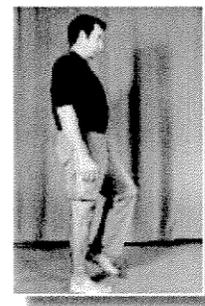
- Soulever la jambe opérée, tout en gardant le dos droit.
- Tenir la position 8 secondes et relâcher.



- Rajouter une résistance avec la main sur la cuisse.

**Position debout (7-8 semaines)**

- Se tenir sur la jambe opérée, se tenir à un support,
- sans support.





Position debout (7-8 semaines)

- Placez la jambe opérée sur un bloc. Montez sur le bloc avec la jambe saine et redescendre, mais le pied ne doit qu'effleurer le bloc.



- Placez la jambe opérée sur un bloc. Descendre du bloc avec la jambe saine et remonter; le pied ne doit qu'effleurer le bloc.



- 1
- 2
- 3
- 4
- 5
- 6
- 7
- 8
- 9
- 10
- 11
- 12
- 13
- 14
- 15
- 16
- 17
- 18
- 19
- 20
- 21
- 22

ANNEXE 2

Programme d'entraînement pré-opératoire

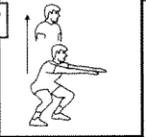
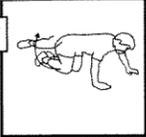
Entraîneur: Vicky **Pré-opérateur** # prog.:

Dates de début: _____ Durée: 6 semaines Date de fin: _____

Jour 1

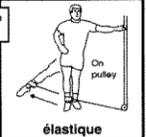
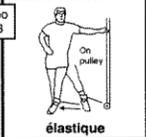
Warm-up 5 mins
Cardio: 15-20 mins
Intensité: modérée



Tempo 3-0-3  **Repos 30 sec** **Tempo 3-0-3**  **Repos 30 sec**

Set 1	Set 2	Set 3
Rep 10-12	10-12	10-12
S1		
S2		
S3		
S4		
S5		
S6		

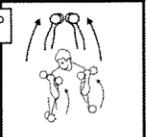
Set 1	Set 2	Set 3
Rep 10-12	10-12	10-12
S1		
S2		
S3		
S4		
S5		
S6		

Tempo 3-0-3  **Repos 30 sec** **Tempo 3-0-3**  **Repos 30 sec**

élastique

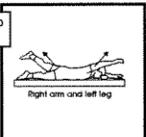
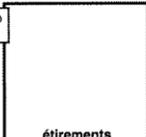
Set 1	Set 2	Set 3
Rep 10-12	10-12	10-12
S1		
S2		
S3		
S4		
S5		
S6		

Set 1	Set 2	Set 3
Rep 10-12	10-12	10-12
S1		
S2		
S3		
S4		
S5		
S6		

Tempo 3-0-3  **Repos 30 sec** **Tempo 3-0-3**  **Repos 30 sec**

Set 1	Set 2	Set 3
Rep 10-12	10-12	10-12
S1		
S2		
S3		
S4		
S5		
S6		

Set 1	Set 2	Set 3
Rep 10-12	10-12	10-12
S1		
S2		
S3		
S4		
S5		
S6		

Tempo 3-0-3  **Repos 30 sec** **Tempo 3-0-3**  **Repos 30 sec**

Right arm and left leg

Set 1	Set 2	Set 3
Rep 10-12	10-12	10-12
S1		
S2		
S3		
S4		
S5		
S6		

Set 1	Set 2	Set 3
Rep 8-10	8-10	8-10
S1		
S2		
S3		
S4		
S5		
S6		

- 1
- 2
- 3
- 4

- 1
- 2
- 3
- 4
- 5
- 6
- 7
- 8
- 9
- 10
- 11
- 12
- 13
- 14
- 15
- 16
- 17
- 18
- 19
- 20
- 21
- 22
- 23

ANNEXE 3

Programme d'entraînement post-opératoire

Entraîneur: Vicky

Post-opérateur

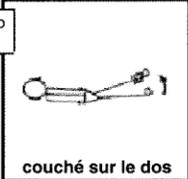
prog.:

Dates de début: _____

Date de fin: _____

Semaine 1-2-3-4

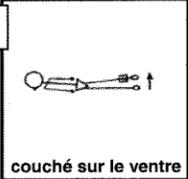
Tempo 3-0-3



couché sur le dos

Repos 30 sec

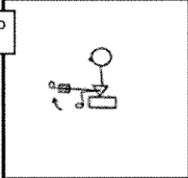
Tempo 3-0-3



couché sur le ventre

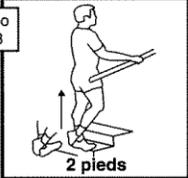
Repos 30 sec

Tempo 3-0-3



Repos 30 sec

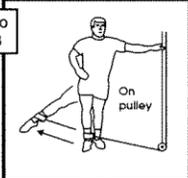
Tempo 3-0-3



2 pieds

Repos 30 sec

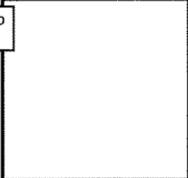
Tempo 3-0-3



On pulley

Repos 30 sec

Tempo 3-0-3



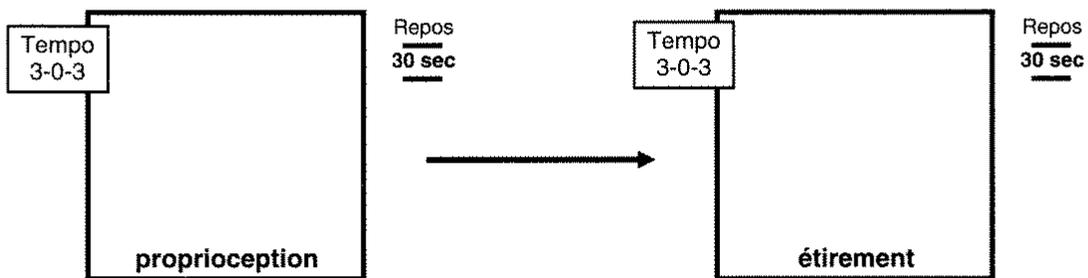
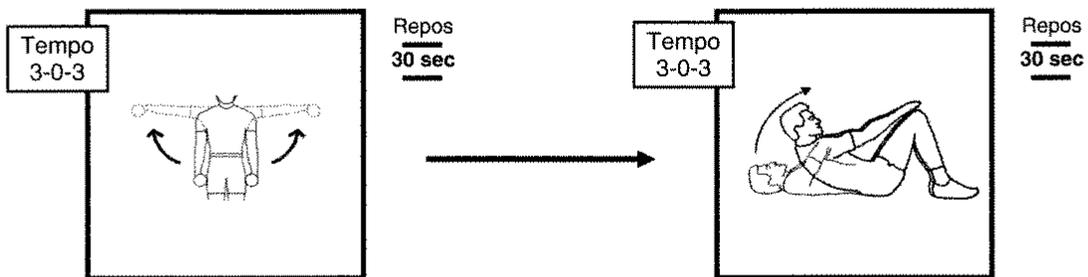
Repos 30 sec

1

2

3

4



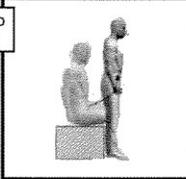
1

Entraîneur: Vicky Post-opératoire # prog.: _____

Dates de début: _____ Date de fin: _____

Semaine 5-6-7-8

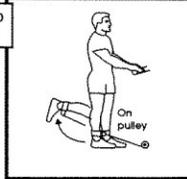
Tempo
3-0-3



Repos
30 sec

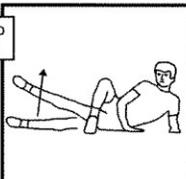
→

Tempo
3-0-3



Repos
30 sec

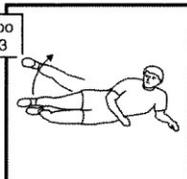
Tempo
3-0-3



Repos
30 sec

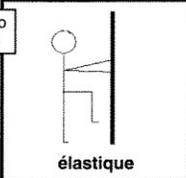
→

Tempo
3-0-3



Repos
30 sec

Tempo
3-0-3

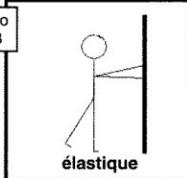


élastique

Repos
30 sec

→

Tempo
3-0-3



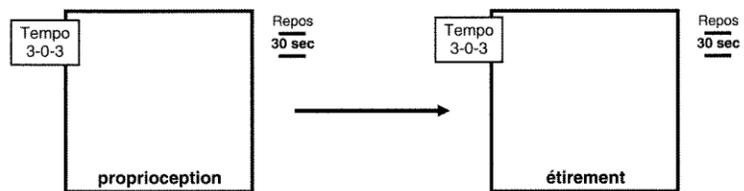
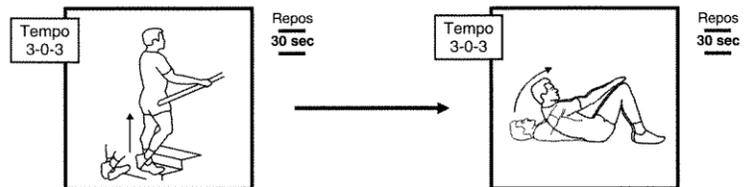
élastique

Repos
30 sec

2

3

4

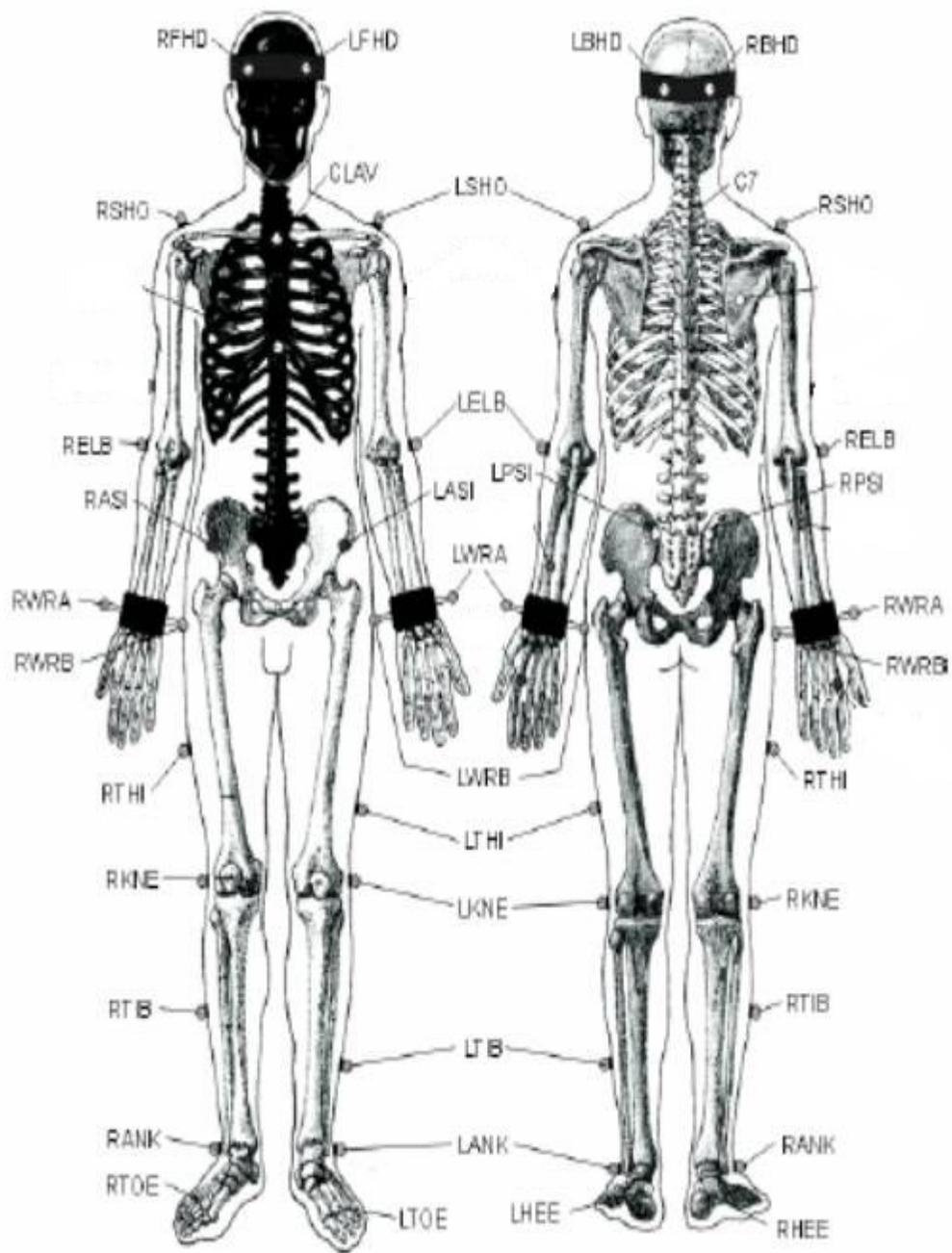


- 1
- 2
- 3
- 4

- 1
- 2
- 3
- 4
- 5
- 6
- 7
- 8
- 9
- 10
- 11
- 12
- 13
- 14
- 15
- 16
- 17
- 18
- 19
- 20
- 21
- 22
- 23

ANNEXE 4

Modèle *Plug-in-Gait* de Vicon



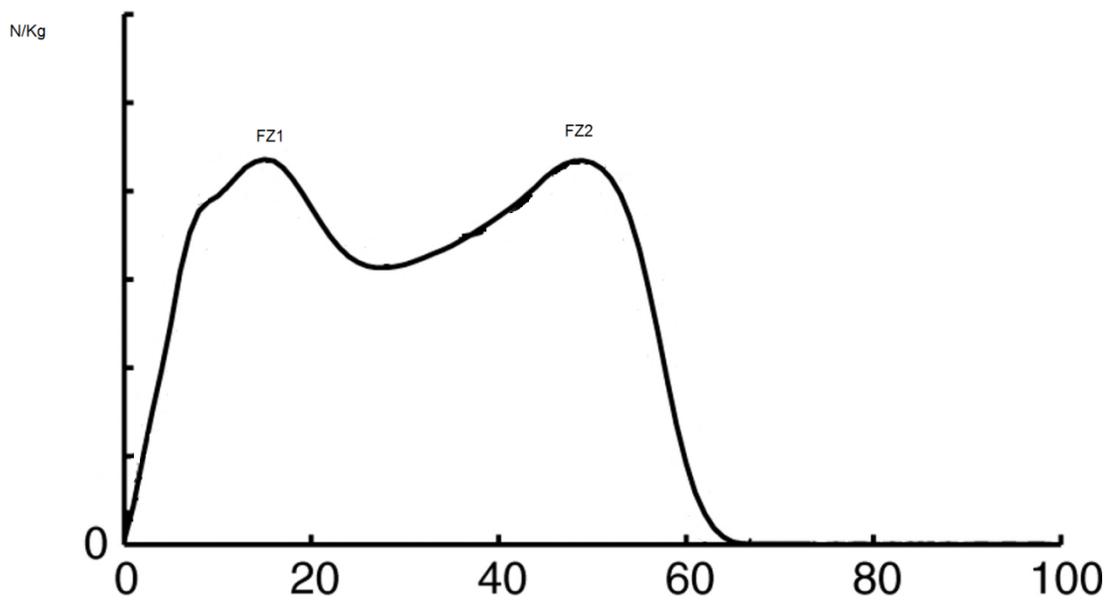
- 1
- 2
- 3
- 4
- 5

- 1
- 2
- 3
- 4
- 5
- 6
- 7
- 8
- 9
- 10
- 11
- 12
- 13
- 14
- 15
- 16
- 17
- 18
- 19
- 20
- 21
- 22
- 23

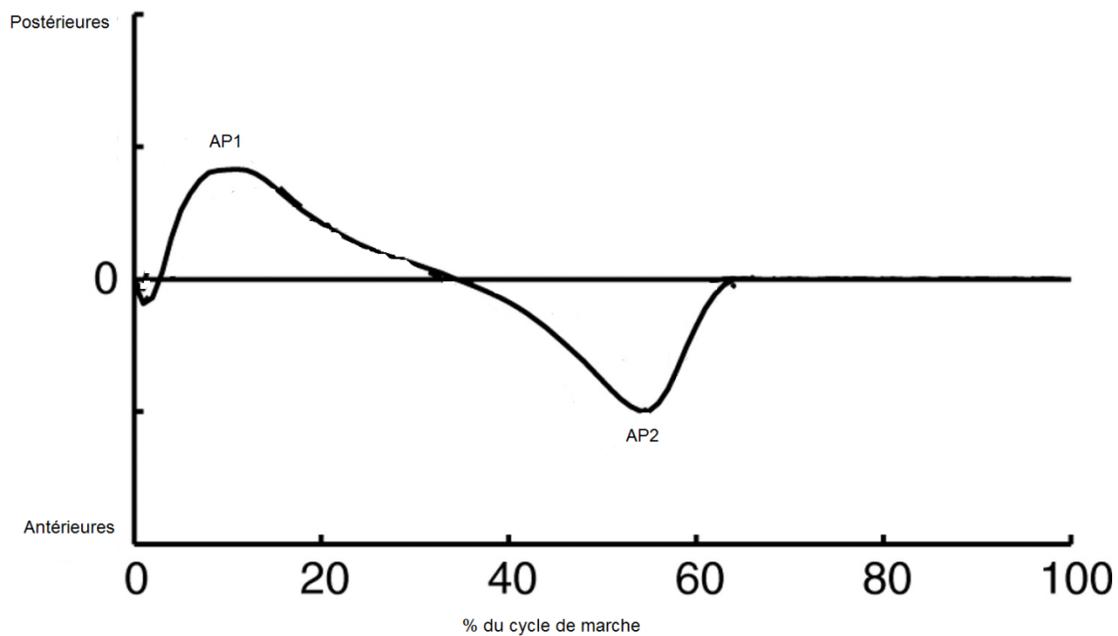
ANNEXE 5

Paramètres biomécaniques

1 Les forces de réactions au sol



a) Forces verticales lors de la marche



b) Forces antéro-postérieures

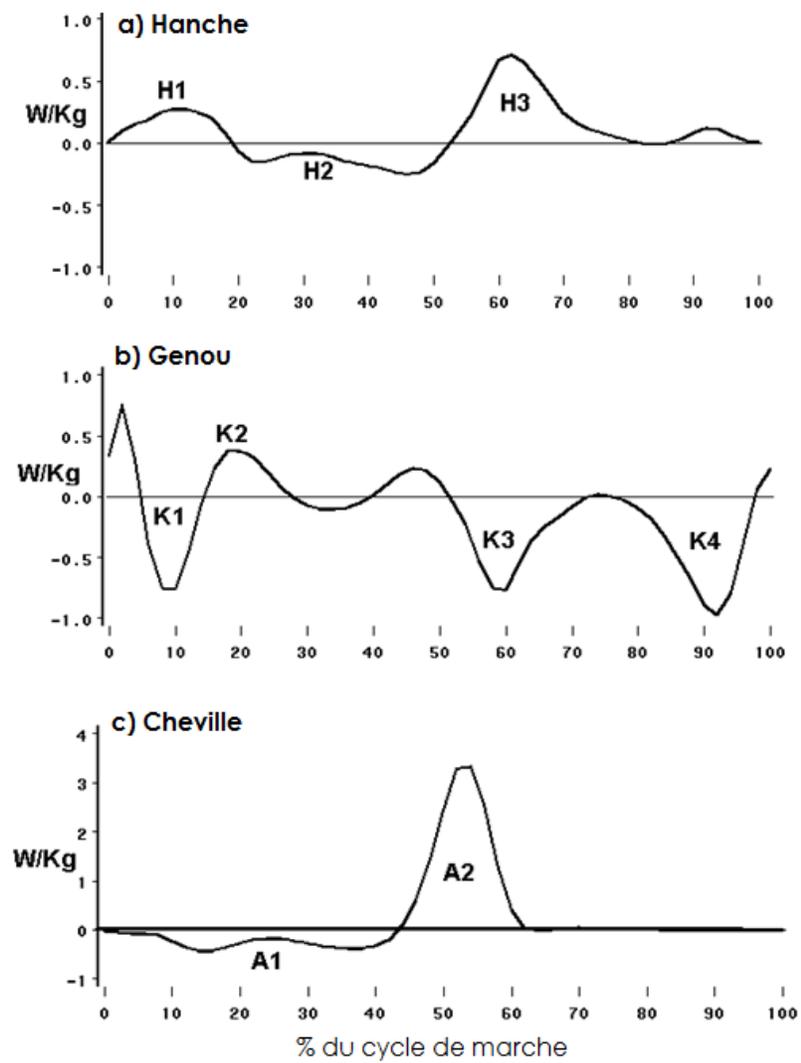
2

3

4

5

1 La puissance musculaire



2

3

4

5

6

7

8

9