



HAL
open science

Analyse du mouvement, de la posture et de la rééducation dans un contexte d'arthroplastie totale de la hanche

Lucas Martinez

► **To cite this version:**

Lucas Martinez. Analyse du mouvement, de la posture et de la rééducation dans un contexte d'arthroplastie totale de la hanche. Chirurgie. Université Paris-Saclay, 2024. Français. NNT : 2024UPASW002 . tel-04618753

HAL Id: tel-04618753

<https://theses.hal.science/tel-04618753>

Submitted on 20 Jun 2024

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

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

Analyse du mouvement, de la posture et de la rééducation dans un contexte d'arthroplastie totale de hanche

Gait analysis, posture and rehabilitation after total hip arthroplasty

Thèse de doctorat de l'université Paris-Saclay

École doctorale n° 566 Sciences du sport, de la motricité
et du mouvement humain (SSMMH)

Spécialité de doctorat : Sciences du sport et mouvement humain

Graduate School : Sport, mouvement et facteurs humains.

Référent : Université de Versailles Saint-Quentin-en-Yvelines

Thèse préparée dans l'unité de recherche **ERPHAN** (Université Paris-Saclay, UVSQ),
sous la direction de **Fabien BILLUART**, Professeur des Universités,
et le co-encadrement du Docteur **Matthieu LALEVÉE**, PhD

Thèse soutenue à Paris, le 3 mai 2024, par

Lucas MARTINEZ

Composition du Jury

Membres du jury avec voix délibérative

Pr. Nicola HAGEMEISTER

Professeure, École de Technologie Supérieure, Laboratoire de
recherche en Imagerie et Orthopédie.

Rapporteuse et
Présidente du jury

Pr. Moussa HAMADOUCHE

Professeur des Universités-Praticien Hospitalier, Université Paris-
Cité, Hôpital Cochin, APHP.

Rapporteur et
Examineur

Pr. Peggy GATIGNOL

Professeure des Universités, UFR de Médecine Sorbonne
Université.

Examinatrice

Pr. François GENËT

Professeur des Universités, UFR Simone Veil-Santé, UVSQ, Paris-
Saclay.

Examineur

Pr. David MITTON

Professeur des Universités, Université Gustave Eiffel, Laboratoire
de Biomécanique et Mécanique des Chocs.

Examineur

Pr. Isabelle SIEGLER

Professeure des Universités, Faculté des Sciences du Sport,
Université Paris-Saclay.

Examinatrice

Titre : *Analyse du mouvement, de la posture et de la rééducation dans un contexte d'Arthroplastie Totale de Hanche.*

Mots clés : Rééducation ; Stabilométrie ; Analyse quantifiée du mouvement ; Arthroplastie totale de hanche.

Résumé : L'arthroplastie totale de hanche est l'intervention orthopédique la plus pratiquée au monde. Elle s'adresse aujourd'hui à des sujets plus jeunes sur indication de coxarthrose primitive principalement. L'avènement des abords mini-invasifs a modifié la prise en charge postopératoire et la rééducation. Néanmoins une altération des paramètres stabilométriques et des lésions musculaires mises en évidence à l'IRM persistent en postopératoire. Dans ce travail de thèse, nous avons montré dans un premier temps qu'une rééducation menée soit sur plateforme de stabilométrie soit en auto-rééducation à domicile normalisait ces paramètres stabilométriques après une voie postérieure à J45-J60 postopératoire.

Nous avons ensuite mis en évidence la persistance d'altérations de certains paramètres d'analyse quantifiée de la marche chez des patients à un an postopératoire d'une arthroplastie totale de hanche par voies antérieure et antéro-latérale. Ces résultats apportent ainsi de nouveaux éléments en faveur d'une rééducation adaptée en postopératoire d'une arthroplastie totale de hanche. Enfin, avec l'ambition de rendre l'examen d'analyse quantifiée de la marche plus compatible au contexte orthopédique, nous avons évalué l'influence du positionnement des marqueurs cutanés et leurs combinaisons sur l'estimation du centre articulaire de la hanche via la méthode fonctionnelle par rapport aux méthodes prédictives classiques (Plug-in-Gait et Harrington).

Title : *Gait analysis, posture and rehabilitation after Total Hip Arthroplasty.*

Keywords : Rehabilitation ; Stabilometry ; Gait analysis ; Total hip arthroplasty.

Abstract : Total hip arthroplasty is the most performed orthopedic surgery in the world. Its indications are today for younger subjects with an indication of primary hip osteoarthritis mainly. The advent of minimally invasive approaches has modified postoperative management and rehabilitation. Nevertheless, stabilometric disorders and muscular lesions demonstrated on MRI are still present postoperatively. In this doctoral thesis work, we first showed that a rehabilitation carried out either on a stabilometric platform or in self-rehabilitation at home normalized the stabilometric parameters after a posterior approach at D45-D60 postoperative.

We then demonstrated the persistence of alteration in some gait analysis parameters in patients one year after surgery from total hip arthroplasty by anterior and antero-lateral approaches. These results provide new elements to the benefit of an adapted postoperative rehabilitation of a total hip arthroplasty. Lastly, with the aim of making the gait analysis examination more compatible with the orthopedics context, we evaluated the influence of skin markers positioning and their combinations on the estimation of the hip joint center with the functional method compared to traditional predictive methods (Plug-in-Gait and Harrington).

INFORMATIONS COMPLÉMENTAIRES

Ce travail de thèse a été réalisé au sein de l'Institut de Formation en Masso-Kinésithérapie Saint Michel et avec son soutien humain, financier et matériel (68 rue du Commerce, 75015 Paris XV).

Ce travail de thèse a été affilié à l'équipe ERPHAN (Recherche Paramédicale sur le Handicap Neuromoteur, Université de Versailles Saint-Quentin-en-Yvelines, Université Paris-Saclay).

Le Docteur Nicolas Vignais (Maître de conférences, HDR, Faculté des Sciences du Sport de l'Université Paris-Saclay) et le Professeur Franck Dujardin (PU-PH, Centre Hospitalier Universitaire de Rouen) ont participé aux Comités de Suivi Individuel (CSI).



À Émile Martinez, mon grand-père,

Aucune journée ne passe sans le cruel constat de ton absence.

Tu restes toujours là dans les grands moments qu'une vie peut offrir,

Celui-ci en est un.

REMERCIEMENTS

Je tiens tout d'abord à exprimer mes remerciements et ma profonde considération aux membres du jury. L'issue d'un tel projet dans une carrière est toujours un moment d'introspection, et surtout l'occasion de remercier les personnes qui l'ont jalonné. Ainsi, j'adresse mes plus sincères remerciements :

À Fabien Billuart, pour avoir dirigé cette thèse mais aussi pour être un modèle et un précieux conseiller dans la construction d'une carrière professionnelle que j'espère aussi brillante que la tienne. Je suis fier d'avoir participé à tous ces projets et j'ai hâte de préparer les prochains.

À Matthieu Lalevée pour ta co-direction et les travaux que nous avons co-signé durant cette thèse. Tes remarques ont toujours été pertinentes, directes et précises.

À Stéphane Van Driessche. Tu m'as accueilli à la clinique de Montargis et ouvert les portes de ton bloc opératoire pour assister à ma première ATH.

À Julien Beldame, d'une part pour avoir participé à mon jury de DEMK il y a presque 10 ans maintenant et d'autre part pour ton enthousiasme communicatif dans tous nos projets passés et à venir.

À Jean Matsoukis, pour ta sagesse et ta bienveillance. T'avoir dans un projet est l'assurance qu'il sera un succès. Tes analyses et ton recul clinique ont toujours été justes et appréciés.

À Helena Brunel, pour ces apports absolument indispensables sur les aspects statistiques de chacun des travaux de cette thèse.

Au Professeur Fabrice Duparc, pour ses corrections précises et son avis éclairé sur les parties anatomiques de ce travail. Son aide a été précieuse.

À Thomas Poirier, pour toutes ses précieuses explications et nos longs échanges m'ayant permis d'apporter de la robustesse notamment à la dernière partie de cette thèse.

À Nathalie Noé, pour ta participation aux différents travaux de cette thèse mais également pour avoir accepté que mon temps puisse être partagé entre mes activités de recherche et mon activité au sein l'IFMK Saint Michel, que tu diriges désormais. Tu as su mettre en place une équipe et une ambiance de travail bienveillante, me permettant d'avancer sereinement dans ce projet de thèse.

À mes collègues de l'IFMK, toujours présents et disponibles pour aider, partager et faire avancer tous les beaux projets initiés ensemble.

Aux membres de mes Comités de Suivi Individuel, Monsieur le Docteur Nicolas Vignais et Monsieur le Professeur Franck Dujardin, pour leur écoute, leur disponibilité et leurs précieux conseils durant les CSI.

À Herman Simon, pour tout le travail que tu as réalisé sur l'étude 1 de cette thèse et le concept novateur de manivelle horizontale. *Est-ce que Simon est son nom ou son prénom ?* Lui seul comprendra... J'espère en tout cas que tu arriveras un jour à faire autre chose que marcher sur Energy Lab...

À Benjamin Rey, pour l'ensemble du travail réalisé dans l'étude 3 de cette thèse.

À Jules Bernard, la personne qu'on souhaite tous avoir dans son équipe quand on lance un projet tant son flegme et sa faculté d'analyse sont précieux. Avec le recul, je réalise que tu as été le déclencheur de deux décisions professionnelles importantes : mon inscription en master aux Arts & Métiers, puis en thèse.

Aux membres du laboratoire ERPHAN, en particulier Samuel Pouplin et Céline Bonnyaud pour m'avoir accepté et accueilli dans l'équipe.

À mes précieux amis de toujours, qui évoluent dans des domaines complètement différents du mien et qui rappellent l'importance de ne jamais oublier d'où l'on vient et de toujours rester soi-même.

À Ismène ou « *Pépette* », pour ta présence au quotidien, ta bonne humeur et ta joie de vivre contagieuses ! Les moments passés à Coulommès chaque semaine marquent les souvenirs d'une vie heureuse et insouciant ; malgré les nombreux jours enfermés dans « *ma grotte* » pour rédiger cette thèse...

À mes parents. Il vous en a fallu de la patience pour me voir arriver là... Rien n'était gagné et je n'ai pas été facile. Mais vous le savez, j'aime prendre des chemins détournés pour arriver là où je veux. Je n'ai jamais été un grand communicant et j'imagine à quel point il fût difficile de me voir partir pour la Capitale. Merci d'avoir toujours cru en moi et de m'avoir accordé votre confiance. Mission accomplie.

À Chloé et Augustin, ma sœur et mon frère. Nous avons chacun tracé nos routes dans des domaines différents mais toujours conservé les liens et les valeurs qui nous unissent... Nos moments ensemble ont été décisifs dans l'atteinte de cet objectif.

À Thalie, mon épouse. Notre toute première conversation a été de parler de recherche lors d'une soirée d'intégration à l'IFMK Saint Michel. Prometteur... La suite, c'est plus de 12 ans de vie commune où nous avons presque tout connu. Je ne suis pas facile à gérer avec mon caractère et mes projets toujours démesurés et chronophages. Alors merci de me suivre dans chacun d'eux (même si parfois cela implique de rester des heures sous la pluie au bord d'une aire de transition...). Tu es la personne que j'admire et respecte le plus ; dont l'opinion prévaut sur toutes les autres et souvent (pour ne pas dire tout le temps), *tu as raison...*

À Castille, ma fille. Malgré tous mes projets qu'ils soient professionnels ou sportifs, tu me rappelles pourquoi je me lève (beaucoup trop tôt) chaque matin depuis cinq merveilleuses années et surtout ce qui compte le plus dans une vie. La fierté et l'amour que je perçois dans tes yeux sont mes plus grandes récompenses.

LISTE DES ABRÉVIATIONS

Par ordre alphabétique

DICOM : Digital Imaging and COmmunications in Medicine

IRM : Imagerie par Résonnance Magnétique

OCST : Optimal Common Shape Technique

PMSI : Programme de Médicalisation du Système d'Informations

RAAC : Récupération Améliorée Après Chirurgie

SCoRE: Symmetrical Center of Rotation Estimation

TFL : Tensor Fasciae Latae

WOMAC : Western Ontario and Mc Master University

TABLE DES MATIÈRES

Informations complémentaires	3
Remerciements	5
Liste des abréviations	9
Table des matières	10
1. Introduction	13
1.1 Contexte épidémiologique et économique	13
1.2 Contexte historique et descriptions des abords mini-invasifs	17
1.3 Altérations constatées après les Arthroplasties Totales de Hanche mini-invasives	47
1.3.1 Dégradation des paramètres posturaux statiques et musculaires	48
1.3.2 Lésions anatomiques consécutives aux Arthroplasties Totales de Hanche mini-invasives	52
1.4 Prise en charge rééducative des Arthroplasties Totales de Hanche et 1 ^{er} axe de la thèse	57
1.5 Analyse quantifiée de la Marche après Arthroplasties Totales de Hanche par voies mini-invasives : 2 ^{ème} et 3 ^{ème} axe de la thèse	61
1.6 Influence du positionnement des marqueurs cutanés et leurs combinaisons sur l'estimation du Centre Articulaire de la Hanche en Analyse Quantifiée du Mouvement : 4 ^{ème} axe de la thèse	64
1.7 Bibliographie Introduction	68

2. Contributions originales	84
2.1 Étude 1	84
2.1.1 Introduction	85
2.1.2 Matériels et Méthodes	86
2.1.3 Résultats	89
2.1.4 Discussion	91
2.1.5 Conclusions et perspectives	95
2.1.6 Bibliographie Partie 2.1	96
2.2 Étude 2	107
2.2.1 Introduction	108
2.2.2 Matériels et Méthodes	109
2.2.3 Résultats	112
2.2.4 Discussion	114
2.2.5 Conclusions et perspectives	117
2.2.6 Bibliographie Partie 2.2	118
2.3 Étude 3	131
2.3.1 Introduction	132
2.3.2 Matériels et Méthodes	133
2.3.3 Résultats	136
2.3.4 Discussion	138
2.3.5 Conclusions et perspectives	140
2.3.6 Bibliographie Partie 2.3	141
2.4 Étude 4	151
2.4.1 Introduction	152
2.4.2 Matériels et Méthodes	157
2.4.3 Résultats	165

2.4.3.1	Comparaisons des combinaisons entres-elles via leur norme	165
2.4.3.2	Comparaisons des combinaisons entre-elles via leurs coordonnées selon les différents axes	165
2.4.3.3	Comparaisons avec le modèle prédictif	166
2.4.4	Discussion	167
2.4.5	Conclusions et perspectives	172
2.4.6	Bibliographie Partie 2.4	173
3.	Conclusions et perspectives	197
4.	Valorisations scientifiques durant la thèse	210
4.1	Publications scientifiques en lien avec la thèse	210
4.2	Communications scientifiques en lien avec la thèse	211
4.3	Publications scientifiques en dehors du sujet de thèse	212
4.4	Communications scientifiques en dehors du sujet de thèse	213
5.	Annexes	214
5.1	Annexe 1 : protocole de rééducation sur plateforme de force proposé dans l'Étude 1	214
5.2	Annexe 2 : protocole d'auto-rééducation supervisée à domicile proposé dans l'Étude 1	221

1. INTRODUCTION

1.1 CONTEXTE ÉPIDÉMIOLOGIQUE ET ÉCONOMIQUE

L'Arthroplastie Totale de Hanche fait partie des actes chirurgicaux les plus pratiqués au monde depuis des décennies [1].

Certains auteurs l'ont élu « *intervention du siècle* » en raison de sa fiabilité, des améliorations fonctionnelles apportées mais également en termes de nombres d'interventions réalisées [2,3].

Longtemps réservée à des sujets âgés en raison de la durée de vie limitée des implants, l'Arthroplastie Totale de la Hanche s'adresse aujourd'hui à des patients plus jeunes et actifs sur une indication de coxarthrose primitive dans deux tiers des cas [4,5]. Au début des années 2000, Woolf *et al.*, considéraient d'ailleurs que le coxarthrose constitueraient la quatrième cause de handicap fonctionnel d'ici 2020 [6].

Plus de deux millions d'Arthroplasties Totales de la Hanche seraient réalisées dans le monde chaque année [7]. Cette estimation demeure difficile à vérifier notamment en raison des politiques de santé publique propres à chaque pays [2]. Il existe des différences entre les pays sur la manière de répertorier les actes d'Arthroplasties Totales de la Hanche. Les pays du nord de l'Europe répertorient les actes via des registres depuis des décennies permettant un suivi à long terme [8-10]; là où d'autres pays comme la France utilisent une codification à l'acte via le Programme de Médicalisation du Système d'Informations (PMSI),

permettant notamment de quantifier le nombre total d'Arthroplastie Totale de la Hanche.

Ainsi, durant l'année 2010 en France, 147 513 actes chirurgicaux en rapport avec la hanche ont été répertoriés [1] dont plus de 130 000 Prothèses Totales de Hanche en première intention - soit en moyenne plus de trois cents interventions par jour sur l'ensemble du territoire. Durant la dernière décennie, la France et l'Allemagne étaient les deux pays européens implantant le plus de Prothèses Totales de Hanche / 100 000 habitants avec des taux respectifs de 223,8/100 000 habitants pour la France et 229,0/100 000 habitants pour l'Allemagne.

Presque dix ans plus tard en France, 183 139 actes chirurgicaux en rapport avec la hanche ont été codés au PMSI sur l'année 2018 [2]. Une nette prédominance de Prothèses Totales de Hanche de première intention était observée avec 148 965 actes. Les patients bénéficiant d'un acte en rapport avec la hanche sont majoritairement féminins avec 106 776 actes répertoriés contre 76 363 chez les hommes [2]. D'après Hernigou [5], en 2018, 57% des patients opérés d'une Arthroplastie Totale de Hanche étaient des femmes. L'âge moyen des patients opérés d'une Arthroplastie Totale de Hanche était de 69,5 ans.

D'après Erivan *et al.* [2], ces données mettent en lumière une croissance incessante depuis des décennies et devrait selon les prévisions continuer d'augmenter. Les projections entre 2018 et 2070, compte tenu de l'évolution de l'âge des patients permettent d'envisager une augmentation entre 41,9% et 114,3% d'implantation de Prothèses Totales de Hanche de première intention et de 42,0% à 98,3% pour l'ensemble des actes de chirurgie de la hanche (*Figure 1*). Ferguson *et al.*

[11] en 2018, projetaient une augmentation du nombre de Prothèses Totales de Hanche dans les pays développés entre 30 et 40 % par décennie.

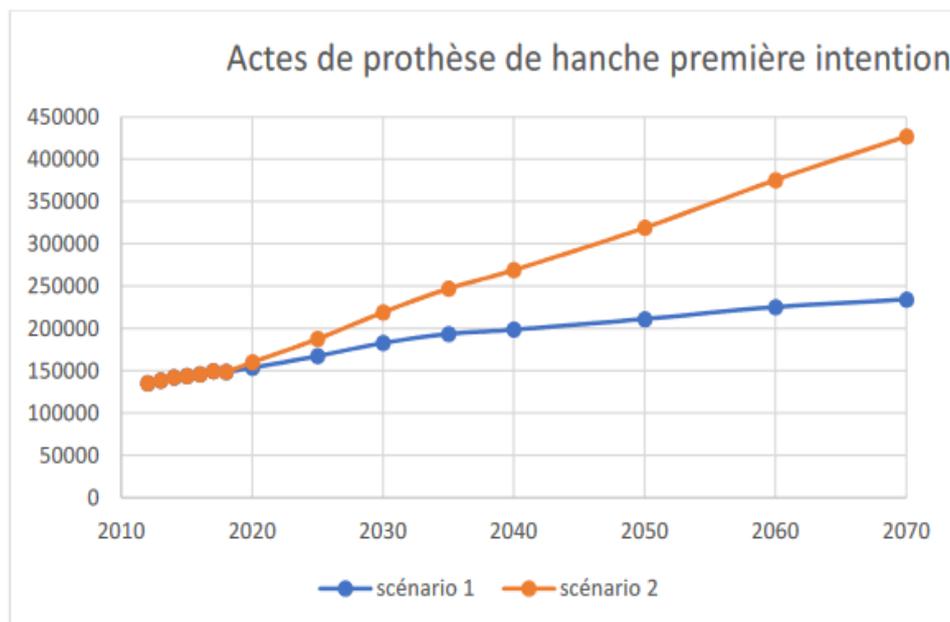


Figure 1: **Prévisions des actes de Prothèses Totales de Hanche de première intention entre 2010 et 2070** d'après Erivan R, Villatte G, Dartus J, Reina N, Descamps S, Boisgard S. *Évolution et projection de la chirurgie de la hanche en France de 2008 à 2070 : étude épidémiologique avec analyse de tendance et projection. Revue de Chirurgie Orthopédique et Traumatologique* 2019;105:803–12. <https://doi.org/10.1016/j.rcot.2019.09.127>.

Cette augmentation prévisionnelle amène à s'interroger sur l'impact économique de ce type d'intervention sur le système de santé. Une augmentation des dépenses de santé liées à l'Arthroplastie Totale de Hanche semble inévitable. Néanmoins, Mota *et al.* [12], dans une étude menée en Italie, estiment que l'Arthroplastie Totale de Hanche demeure une intervention rentable pour le système de santé sous réserve de conditions. Pour les sujets de soixante-cinq ans, l'Arthroplastie Totale de

Hanche précoce permettrait d'économiser à long terme des dépenses de santé liées à la qualité de vie par rapport à des sujets retardant leur intervention (comme les douleurs liées à l'arthrose aboutissant à des consultations médicales et des prises d'antalgiques). Chez les sujets de plus de quatre-vingts ans les auteurs estiment que les bénéfices sont encore plus importants. Les auteurs notent néanmoins que chez les femmes, du fait de leur espérance de vie plus importante, l'intérêt financier d'une Arthroplastie Totale de Hanche précoce tend à diminuer.

L'évaluation du coût d'une Arthroplastie Totale de Hanche demeure également difficile à évaluer car il est multifactoriel. Il dépend de l'indication chirurgicale, du matériel ou encore du lieu et de la durée de l'hospitalisation. En 2019, Dehanne *et al.* [13] estimaient ce coût à 9 907€ en France.

La durée moyenne du séjour au niveau national en 2020, sans complication, était de 6,3±4,1 jours [14]. Cette durée d'hospitalisation était encore plus faible dans les centres ayant mis en place des procédures de Récupération Améliorée Après Chirurgie (RAAC) avec une durée moyenne d'hospitalisation de 3,3±2,9 jours [14] tendant ainsi à réduire les dépenses de santé.

Parallèlement, le marché de l'arthroplastie de hanche connaît une croissance constante avec un chiffre d'affaire dépassant les six milliards de dollars en 2011 [15].

Le développement puis l'utilisation fréquente de techniques dites « *mini-invasives* » pour l'Arthroplastie Totale de Hanche depuis vingt ans, pourraient également contribuer à une diminution de la durée d'hospitalisation au profit d'un retour au domicile précoce et une

diminution des prescriptions de rééducation [16–21]. Déjà en 2007, Barois *et al.* [19] estimaient que seulement 13 à 23% des patients se voyaient prescrire une rééducation postopératoire, avec une prévision à la baisse pour la décennie suivante. La marche devenant souvent la seule activité préconisée à la sortie de l'hospitalisation [20] au détriment d'une rééducation institutionnalisée [21].

1.2 CONTEXTE HISTORIQUE ET DESCRIPTIONS DES ABORDS MINI-INVASIFS

Les enjeux épidémiologiques et économiques évoqués précédemment sont intimement liés à l'évolution de cette chirurgie, considérée comme l'une des plus anciennes en orthopédie.

Les premiers traitements chirurgicaux de coxarthrose remontent à la fin du XVIII^{ème} siècle. Ces derniers, décrits notamment par Henry Park ou encore John Rhea Barton, consistaient en une « excision » articulaire évoluant en arthrodèse coxo-fémorale [15].

Plus tard, différentes tentatives de remplacement des composants osseux sont proposées avec des réussites très diverses, parmi lesquels les implants en Vitallium[®] de Marius Nygaard Smith-Petersen, également connu pour avoir donné son nom à une voie d'abord antérieure de la hanche qui sera présentée plus loin dans ce chapitre [15,22].

Les frères Robert et Jean Judet sont les premiers à réaliser en 1946 une arthroplastie de hanche avec une prothèse fémorale simple en acrylique [1]. Ces dernières connaissent une usure précoce, conduisant à leur

modification par Austin Moore, inventeur de l'implant fémoral, fabriqué par la marque actuellement connue sous le nom de Stryker®.

La première Prothèse totale de Hanche a été conçue par l'orthopédiste britannique George Kenneth McKee en 1941, pour une première implantation réussie en 1951 [23].

La première Prothèse totale de Hanche se rapprochant des standards actuels a été développée par le chirurgien britannique Sir John Charnley en 1962, considéré comme le père de l'Arthroplastie Totale de Hanche moderne [24]. Elle était alors constituée d'une cupule en polyéthylène à haute densité, d'une partie fémorale en acier inoxydable monobloc, surmontée d'une tête de 22,2 mm, le tout fixé par un ciment acrylique, le métacrylate de méthyle, jusque-là utilisé par les dentistes. Ces prothèses présentaient un taux de survie de 80% à 25 ans avec néanmoins des descellements à terme principalement au niveau des composants acétabulaires.

L'Arthroplastie Totale de Hanche et notamment les implants évolueront dans les décennies suivantes avec l'avènement de l'ingénierie biomédicale. Mais c'est surtout le développement des abords dit « mini-invasifs » qui modifiera profondément la procédure chirurgicale [25]. Thierry Sigulier fait figure de précurseur dans les abords mini-invasifs avec une utilisation dès 1993 [26].

Ces derniers se définissent par une réduction de l'incision cutanée (inférieure à 100mm) par rapport aux voies « classiques » et un respect théorique des éléments musculaires et capsulaires [26-30].

Bien que la réduction de l'incision reste un argument esthétique non

négligeable pour les patients, l'objectif principal demeure une épargne des parties molles notamment musculaires sous-jacentes [31].

Parmi les abords mini-invasifs existants, les trois plus étudiés dans la littérature sont la Voie Postérieure mini-invasive, la Voie Antéro-Latérale mini-invasive ou Voie dite de Röttinger et la Voie Antérieure mini-invasive (*Figure 2*).

– Introduction –

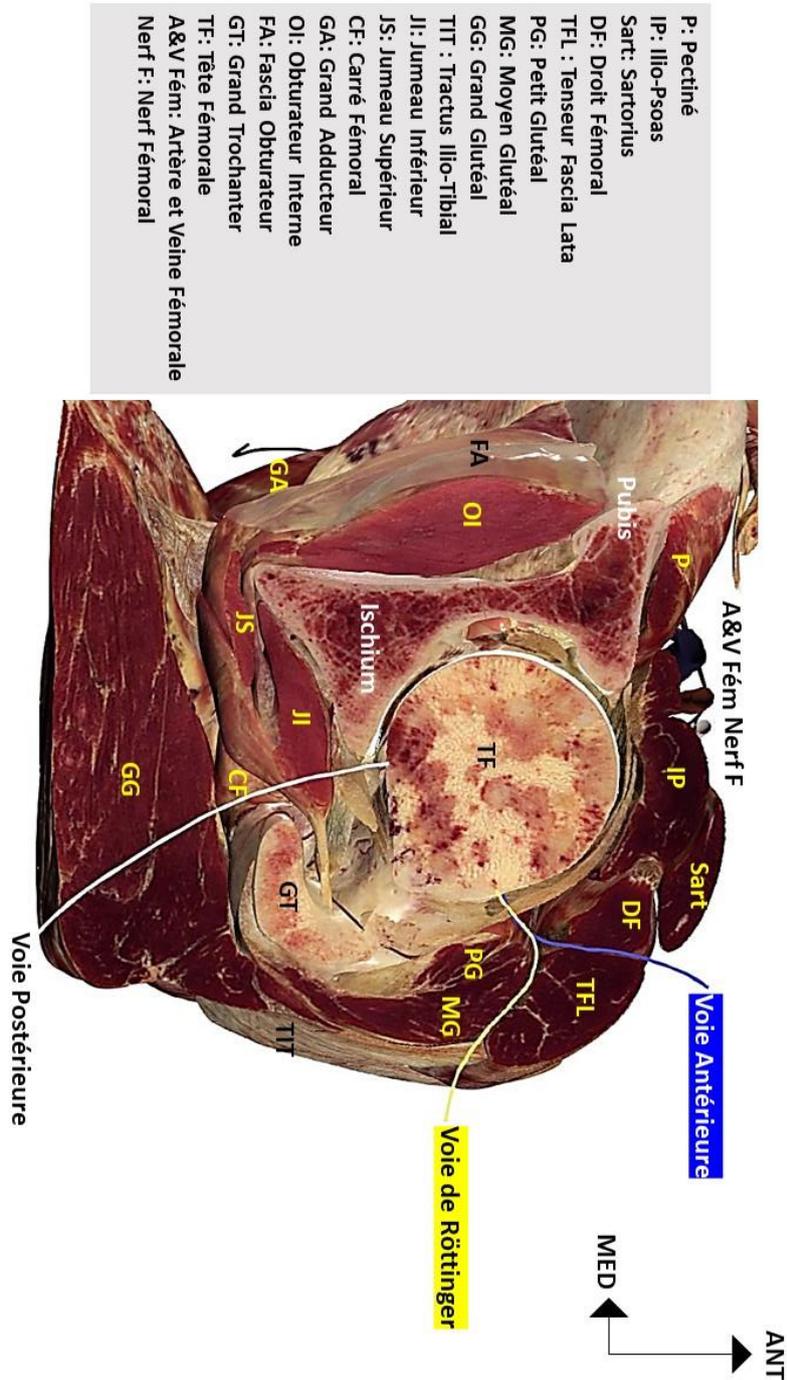


Figure 2: **Illustration des trois abords mini-invasifs de la hanche étudiés dans cette thèse, en coupe transversale sur table de dissection virtuelle Anatomage®.** Figure réalisée avec le Professeur Fabrice Duparc, Université de Rouen-Normandie, France.

La Voie Postérieure mini-invasive, est la plus utilisée du fait de sa polyvalence et est dérivée de la voie « classique » introduite par Austin Moore en 1957 [32]. Elle a été décrite au début des années 2000 [33]. Les voies dites postérieures se caractérisent par leur passage en arrière du Grand Trochanter et sont réputées épargnantes pour l'appareil abducteur de hanche et son innervation. Cet abord est en revanche beaucoup moins épargnant pour les muscles Pelvitrochantériens. En effet, cet ensemble de six muscles (Jumeau Supérieur et Inférieur, Piriforme, Obturateur Interne et Externe, Carré Fémoral), répartis sur la partie postérieure, supérieure et inférieure de l'articulation coxo-fémorale (*Figure 3 et 4*) vont se trouver sur le trajet de l'abord chirurgical. Ces muscles périarticulaires viennent, en plus de leur fonction de rotateurs latéraux de l'articulation coxo-fémorale, renforcer la fine partie postérieure de la capsule articulaire [34–36]. La capsulotomie, *développée ci-après*, associée à une section partielle et un étirement important des pelvitrochantériens [37] viendraient ainsi affecter la stabilité cette région [38]. Sans réparation des parties molles, le patient demeure en théorie plus exposé aux risques de luxations postopératoires. Les travaux de Lustig *et al.* [31] seront utilisés pour décrire les différentes étapes de l'intervention. Pour cette dernière, une table standard est utilisée et le patient est installé en décubitus latéral, maintenu avec deux cales : une antérieure et une postérieure. L'opérateur est face à la hanche opérée. L'incision est menée à cheval sur le bord postérieur du fémur (deux tiers-un tiers), trois centimètres sous le sommet du grand trochanter avec une direction oblique en haut et en arrière sur cinq à huit centimètres, respectant ainsi les standards d'une voie mini-invasive définis précédemment.

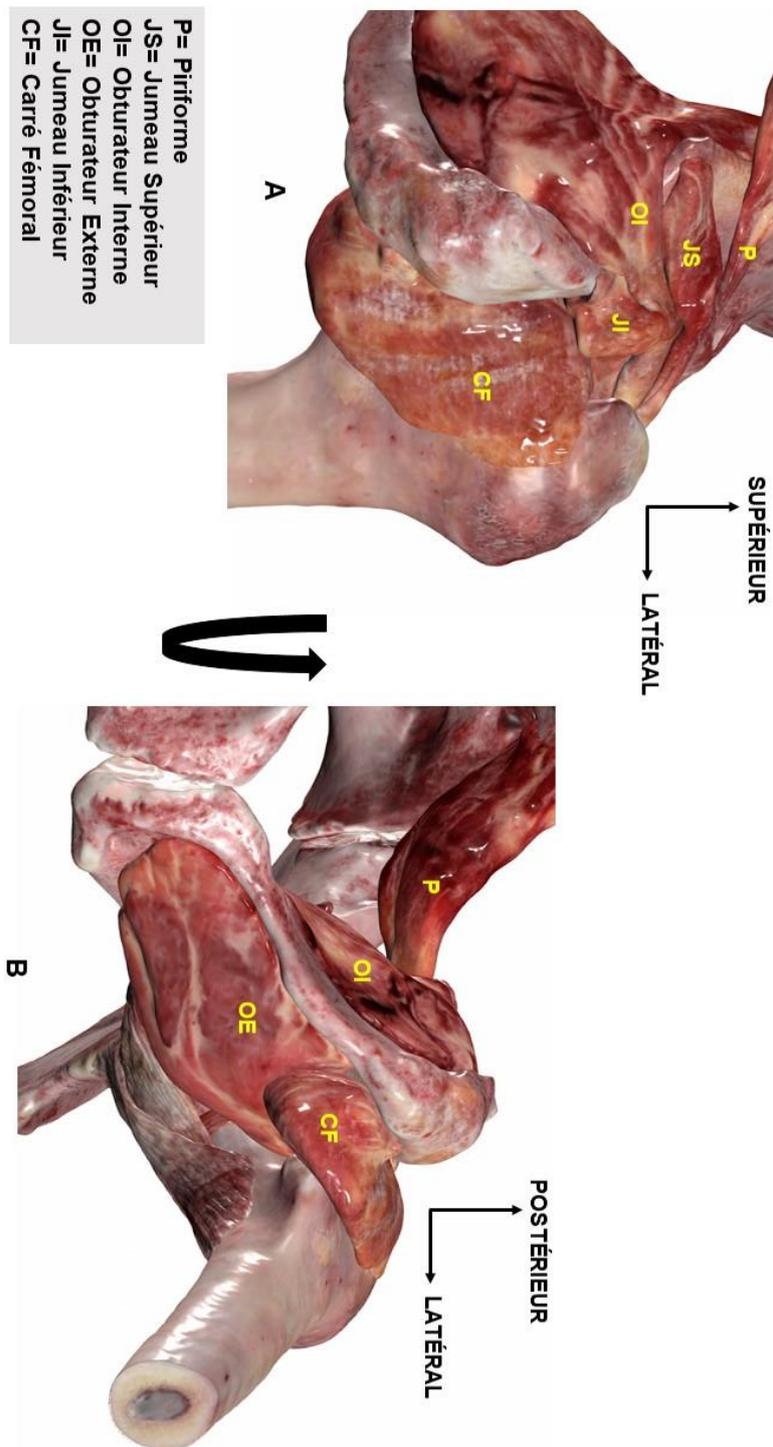


Figure 3 : Illustration des muscles pelvitrochantériens et de l'articulation coxo-fémorale sur table de dissection virtuelle Anatomage®. A : vue postérieure de la hanche dans le plan frontal. B : Vue inférieure de la hanche dans le plan horizontal.

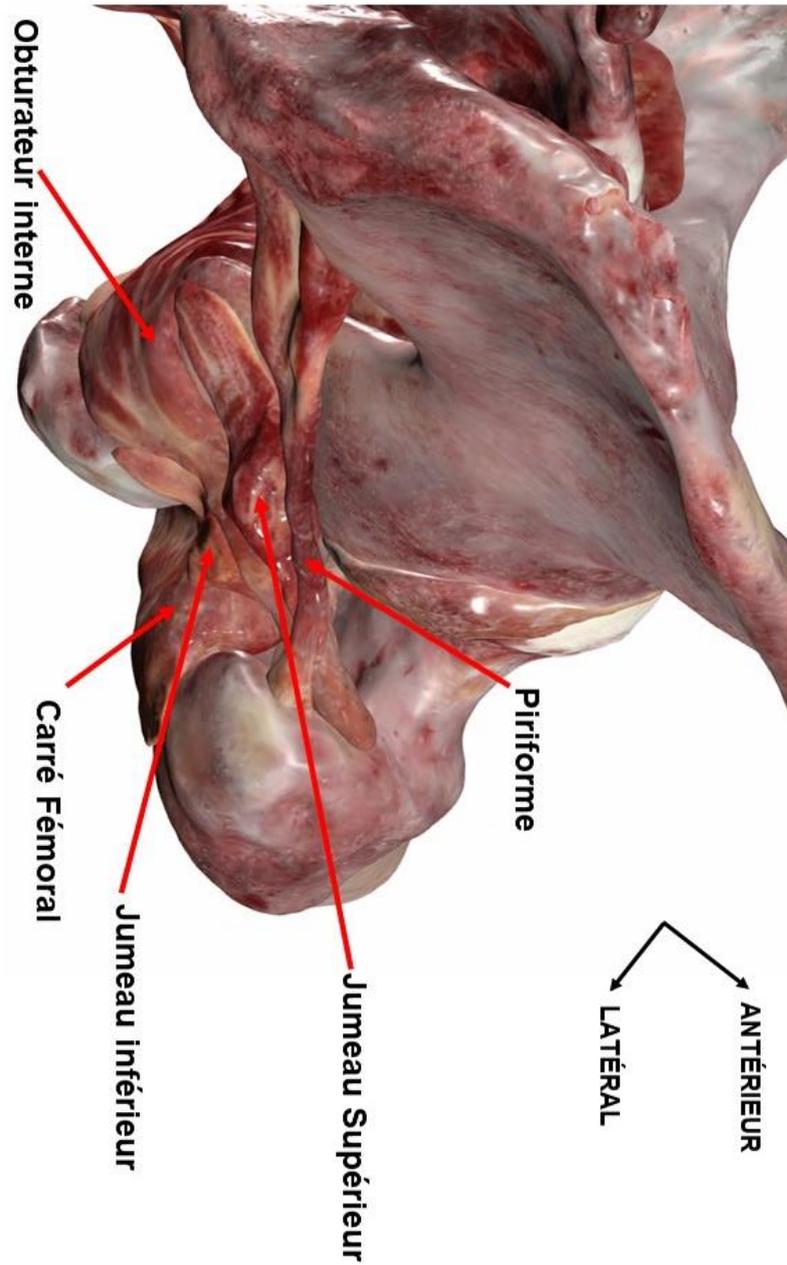


Figure 4 Illustration en vue supérieure des muscles pelvitrochantériens et de l'articulation coxo-fémorale sur table de dissection virtuelle Anatomage®.

L'incision est réalisée dans le sens des lignes de traction cutanée (*Figure 5A*). Après l'incision cutanée, le tissu sous-cutané est disséqué jusqu'au Fascia Lata, en décollant la peau de part et d'autre de l'incision sur environ deux centimètres. Ces tissus cutanés et adipeux sous-cutanés sont réclinés à l'aide d'écarteurs. Puis le Fascia Lata est incisé à l'aplomb de la partie distale de l'incision sans déborder sur le Grand Trochanter. Le muscle Grand Glutéal (*Figure 5B*) est discisé dans le sens des fibres sur cinq à dix centimètres proximement. Puis en fonction de l'opérateur, les muscles Pelvitrochantériens sont sectionnés (*Figure 6*), avec ou sans épargne des muscles Piriforme [39] et Carré Fémoral, puis réclinés en arrière, dégageant ainsi la capsule. L'aponévrose du muscle Petit Glutéal est libérée de la capsule en arrière, permettant de récliner le corps musculaire en avant. Puis la capsule est incisée le plus en avant possible de façon rectiligne en débordant le toit de l'acétabulum sur deux centimètres, puis en longeant vers le bas la crête intertrochantérique. La hanche est luxée en flexion, adduction et rotation interne. La coupe du col est réalisée en fonction de la programmation préopératoire et ne sera pas détaillée dans cette partie. Une fois le col coupé, la tête fémorale est retirée après section du Ligament de la Tête Fémorale. Viennent ensuite les temps acétabulaire et fémoral permettant la mise en place des implants prothétiques, non décrits dans cette partie. À l'issue de ces temps, la luxation est réduite, la capsule articulaire est refermée partiellement et les différents plans sus-jacents suturés. Le risque de luxation demeure la principale complication de cet abord. Cette complication a été très largement décrite dans la littérature avec un incidence entre 0,3 et 10% en fonction des séries étudiées d'après Hernández *et al.* [40]. Ces sections et étirements musculaires ainsi que

– Introduction–

le risque de luxation ont rendu cette voie d'abord moins populaire et moins attrayante que les deux autres abords mini-invasifs décrits ci-après aux yeux des patients [41,42]. Néanmoins ce risque de luxation peut être réduit par une épargne musculaire postérieure [43] ainsi qu'une réparation capsulaire [35,40,44] plus ou moins complexe due à la faible épaisseur de la capsule dans cette région (*Figure 7*).

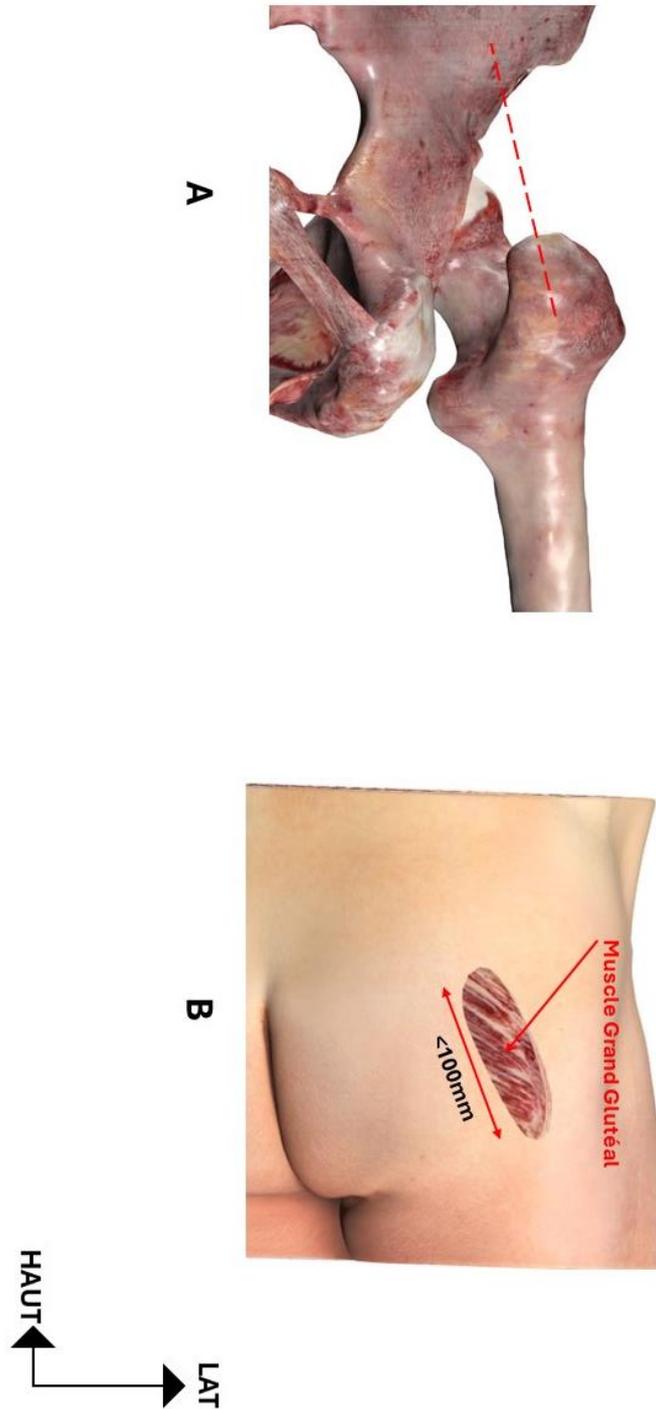


Figure 5 : **Illustration de l'abord cutané pour la Voie Postérieure mini-invasive sur table de dissection virtuelle Anatomage®.** Patient en décubitus latéral gauche. **A** : incision est 3cm sous le sommet du Grand Trochanter avec une direction oblique en haut et en arrière sur 5 à 8cm. **B** : Exposition du muscle Grand Glutéal à travers un abord inférieur à 100mm.

– Introduction –

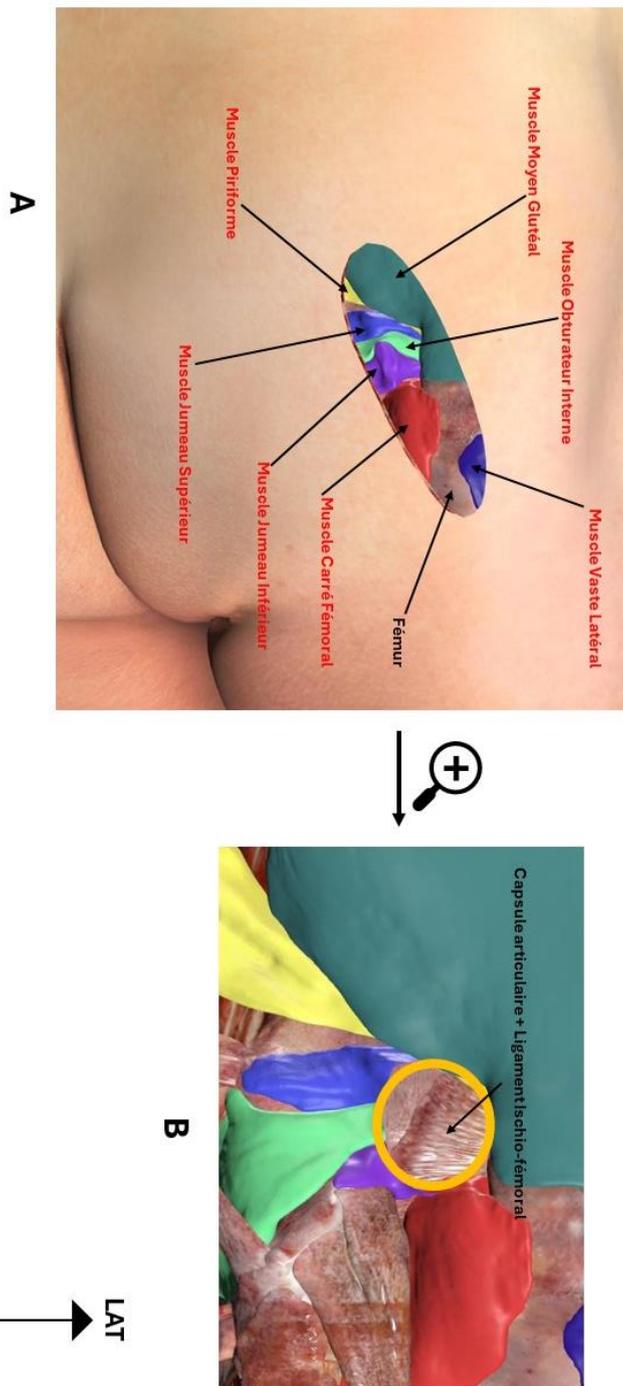


Figure 6: **Illustration de l'abord des muscles pelvitrochantériens sur table de dissection virtuelle Anatomage®.** **A** : après avoir discisé le muscle Grand Glutéal, l'opérateur aborde la partie postérieure de l'articulation via les muscles Pelvitrochantériens. **B** : Les muscles Jumeaux Supérieur et Inférieur ainsi que l'Obturateur Interne sont sectionnés laissant apparaître la capsule.

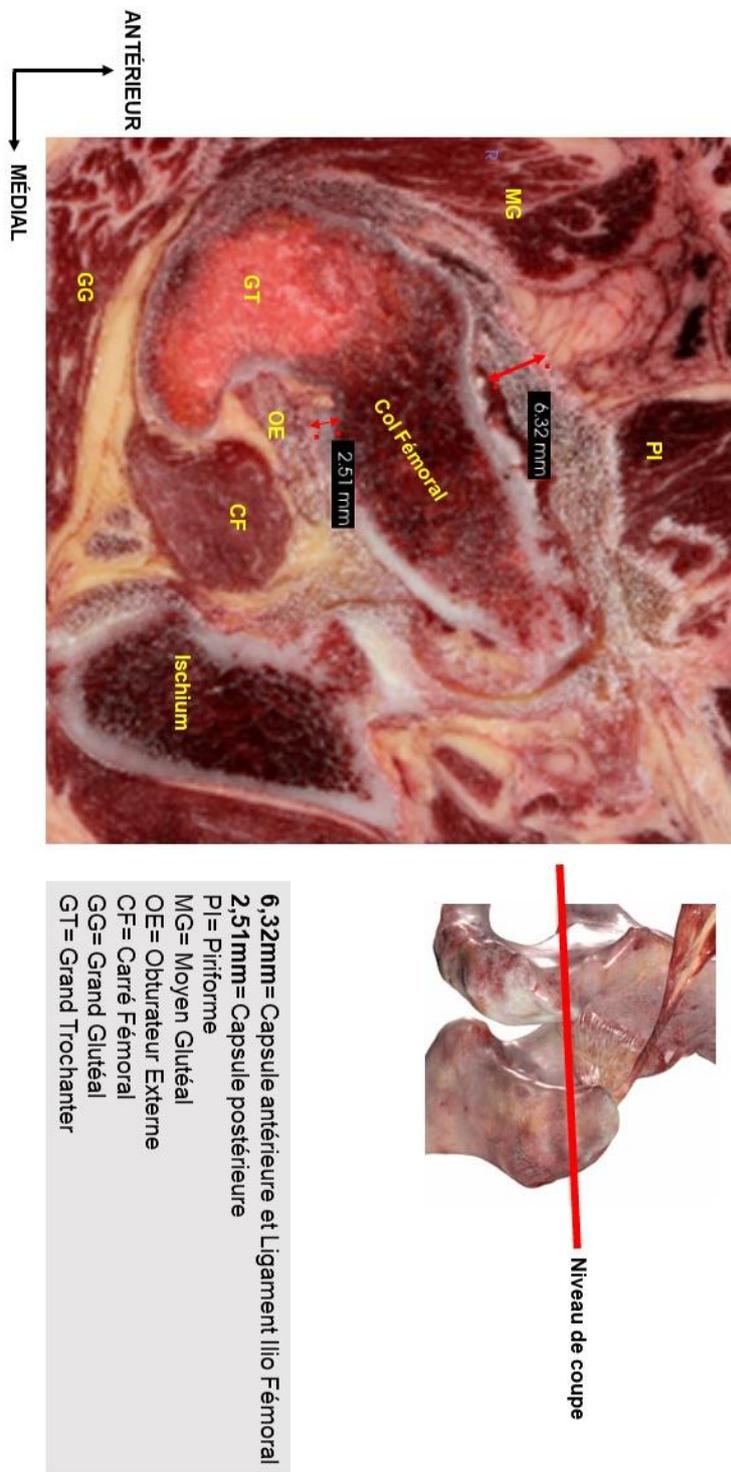


Figure 7 : Illustration de l'épaisseur de la partie antérieure et postérieure de la capsule articulaire sur table de dissection virtuelle Anatomage®.

Ensuite, la **Voie antérolatérale mini-invasive dite « de Röttinger »**, décrite en 2004 par Kim Bertin et Heinz Röttinger [45] est la version mini-invasive de la voie antérolatérale de Reginald Watson-Jones (1955) [46], où seule une partie de l'incision cutanée est nécessaire à l'intervention. Cette voie modifiée passe en avant des abords antérieurs du muscle Moyen et Petit glutéal (*Figure 8*) protégeant les fibres musculaires et le pédicule vasculo-nerveux supérieur du Moyen Glutéal. Les travaux de Aebi *et al.* [47] seront utilisés pour décrire les différentes étapes de l'intervention. À l'inverse de la Voie Antérieure que nous décrivons après, la Voie de Röttinger ne nécessite pas de table orthopédique. Comme pour la Voie Postérieure précédemment décrite, le patient est installé en décubitus latéral. L'opérateur est face à la hanche opérée. L'épine iliaque antérosupérieure et le sommet du Grand Trochanter sont marqués avec un crayon dermatographique. Par des mouvements de rotations médiale et latérale de hanche, l'opérateur palpe l'espace entre le muscle Tenseur Fascia Lata (TFL) d'une part et les muscles glutéaux d'autre part. L'incision est oblique, partant d'un point situé trois ou quatre centimètres en dessous du sommet du Grand Trochanter vers un point situé environ deux travers de doigt en dehors de l'épine iliaque antérosupérieure, pour une longueur entre huit et dix centimètres selon les standards d'une voie dite mini-invasive (*Figure 9A*). Une incision droite, parallèle au bord antérieur du Grand Trochanter peut être réalisée.

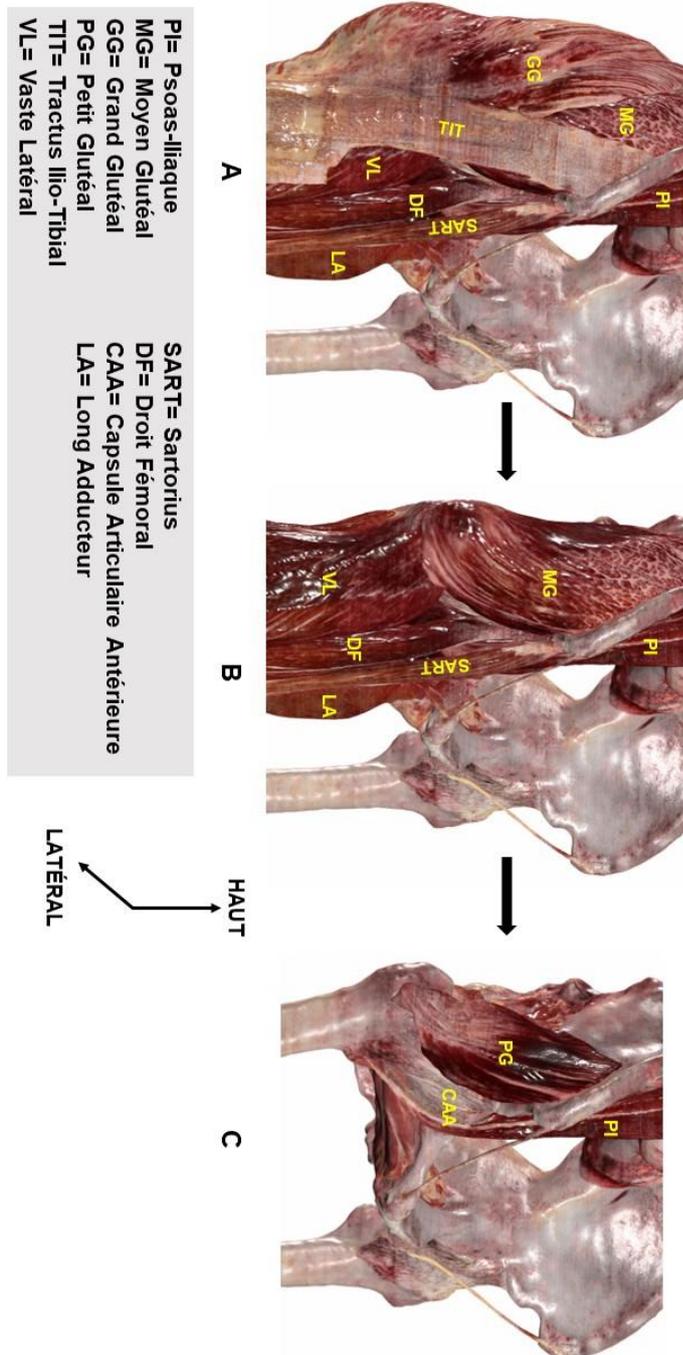


Figure 8 : Illustration des différents plans musculaires de la partie antéro-latérale de la hanche sur table de dissection virtuelle Anatomage®. A : plan superficiel avec l'appareil abducteur de hanche et le Tractus Ilio-Tibial. B : Tractus Ilio-Tibial et Grand Glutéal retirés laissant apparaître le Moyen Glutéal. C : plan musculaire antéro-latéral profond avec le Petit Glutéal et la partie antérieure de la capsule.

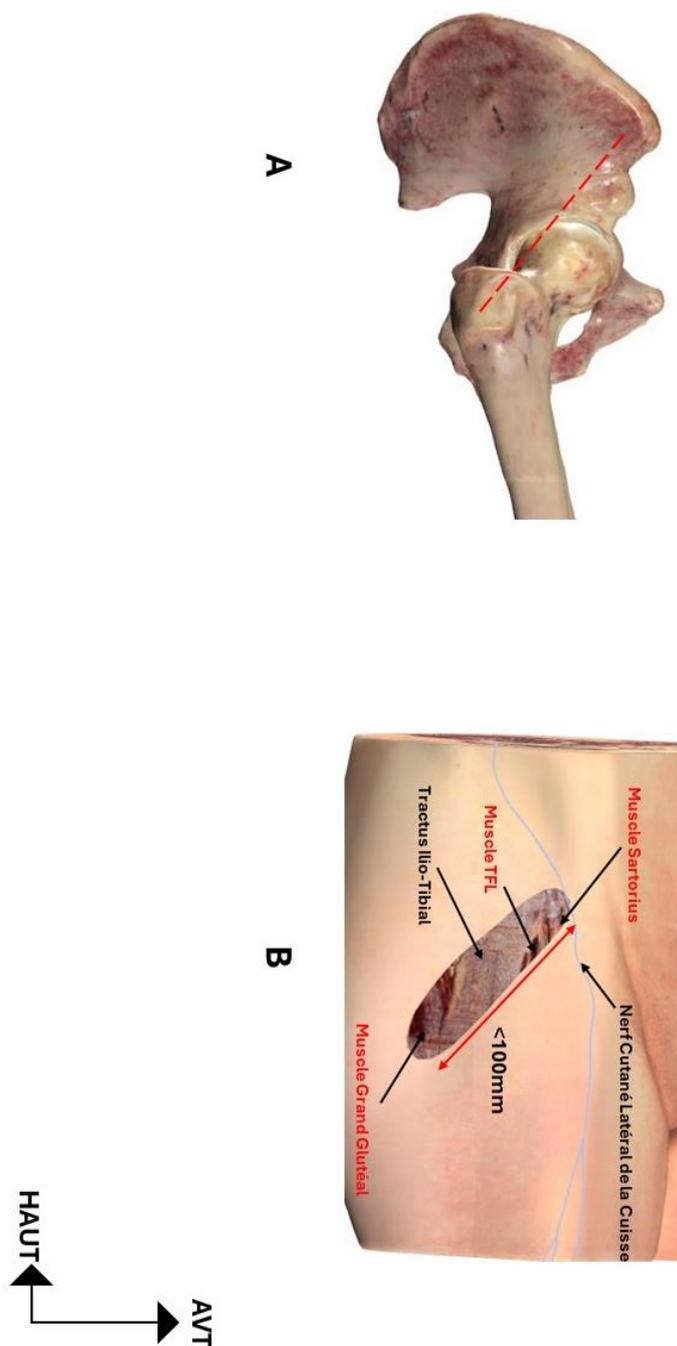


Figure 9: Illustration de l'abord cutané pour la Voie de Röttinger sur table de dissection virtuelle Anatomage®. **A** : L'incision est oblique, 3 ou 4cm sous le sommet du Grand Trochanter vers un point situé environ 2 travers de doigt en dehors de l'épine iliaque antérosupérieure. **B** : Exposition du Tractus Ilio-Tibial et du TFL à travers un abord inférieur à 100mm.

Les fibres du Tractus Ilio-Tibial (*Figure 9B*) sont ensuite ouvertes en arrière du muscle TFL évitant ainsi les branches collatérales du Nerf Cutané Latéral de la Cuisse (*Figure 10A*). Après ouverture, les fibres de la portion antérieure du Moyen Glutéal et celles du Petit Glutéal sont visibles. L'opérateur passera digitalement en avant de ces fibres musculaires pour atteindre le col qui sera exposé par des écarteurs coudés. Le membre inférieur du patient est placé en flexion et rotation externe maximale afin d'exposer la face antérieure du col en vue de la capsulotomie (*Figure 10B*). Puis la capsule est libérée et sont repérés, en dehors, le Vaste Latéral du Quadriceps et, en haut et en dedans, le tendon réfléchi du Droit Fémoral, permettant la mise en place d'écarteurs. L'incision capsulaire peut se faire en H, en Z ou dans le sens du col depuis la ligne intertrochantérique jusqu'au bord antérosupérieur de l'Acétabulum. Il est possible de conserver l'intégralité de la capsule dans le but de la refermer hermétiquement à l'issue de l'intervention. Le col est ensuite sectionné, la tête retirée avec un tire-bouchon après section du Ligament de la Tête Fémorale permettant la réalisation du temps acétabulaire avec la mise en place des composants prothétiques acétabulaires. Pour la réalisation du temps fémoral, le membre inférieur est placé en adduction, rotation externe et extension. L'extension de hanche permet de faire passer les muscles glutéaux vers l'arrière et d'exposer l'extrémité supérieure du fémur. Pour ce faire, la jambe est positionnée de sorte que le tibia soit vertical par rapport au sol. Cette position permet de finir la libération de la capsule articulaire. L'opérateur replace ensuite le membre inférieur en position neutre, introduit un crochet dans la coupe de col, tracte celui-ci vers le haut et repositionne le membre inférieur. Cette manœuvre permet de désengager le fémur

de la paroi postérieure de l'acétabulum, de le faire tourner au-dessus de l'acétabulum et donc de donner une meilleure exposition fémorale. Le temps fémoral, non décrit dans ce travail, se poursuit avec la mise en place des composants prothétiques fémoraux. La hanche est réduite et dans un dernier temps, la capsule et les différents plans cutanés ainsi que le Tractus Ilio-Tibial sont refermés. Cette voie présente la particularité d'éviter des sections musculaires, préservant ainsi la fonction d'abduction de hanche. Il existe cependant un risque de lésion de la branche terminale du Nerf Glutéal Supérieur à destination du TFL [27] qui peut être limitée par une neurolyse de cette dernière à la partie proximale de l'interstice TFL et Moyen Glutéal.

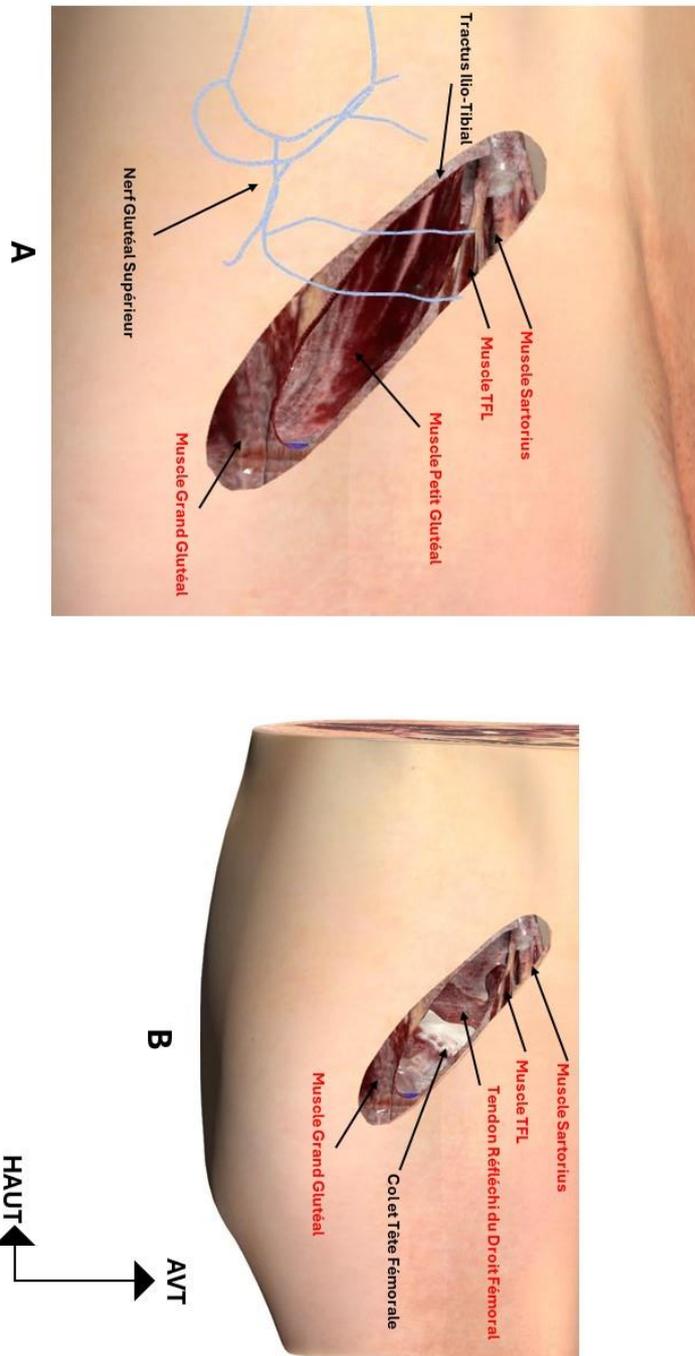


Figure 10: **Illustration de l'abord musculaire d'une Voie de Röttinger sur table de dissection virtuelle Anatomage®.** **A** : Position du Nerve Gluteal Supérieur. Sur cette vue, le Tractus Ilio-Tibial est ouvert et le muscle Moyen Gluteal écarté laissant apparaître le muscle Petit Gluteal. **B** : Après avoir écarté le muscle Petit Gluteal et mobilisé le membre inférieur, réalisation de la capsulotomie.

Enfin, la **Voie dite Antérieure mini-invasive**, est dérivée des voies créées par Carl Hueter [48] puis Marius Nygaard Smith-Petersen [22] qui ont été les premiers à la décrire à la fin du XIX^{ème} siècle pour le premier et dans l'après-guerre pour le second. Ce n'est qu'en 1950 qu'elle sera décrite en France par les frères Judet [49]. Sa version mini-invasive a été introduite au début des années 1990 par Thierry Siguier [26]. La caractéristique majeure de cette voie est d'être intermusculaire, ne sectionnant ou désinsérant donc aucun muscle. En effet, anatomiquement aucun muscle périarticulaire profond ne vient s'insérer ou cheminer au contact de la partie antérieure du col. (*Figure 11*).

Elle est classiquement décrite sur table de traction orthopédique (type Judet) permettant ainsi de donner l'hyperextension de hanche nécessaire à la sortie du fémur au moment de sa préparation. Elle est aussi décrite dans sa version sur table dite ordinaire, de plus en plus répandue depuis les années 2000 [30]. Les travaux de Viste et Fessy [30] et de Brulefert et Nich [50] seront utilisés pour la description de cette intervention. Dans cette technique, le patient est installé en décubitus dorsal sur une table orthopédique ou ordinaire, permettant néanmoins une mise en extension de la hanche (à condition que le sommet du Grand Trochanter soit positionné en regard du pivot de la table). L'opérateur est face à la hanche opérée. L'incision cutanée est réalisée suivant des repères anatomiques suivants : épine iliaque antérosupérieure, Grand Trochanter, Tête de la Fibula.

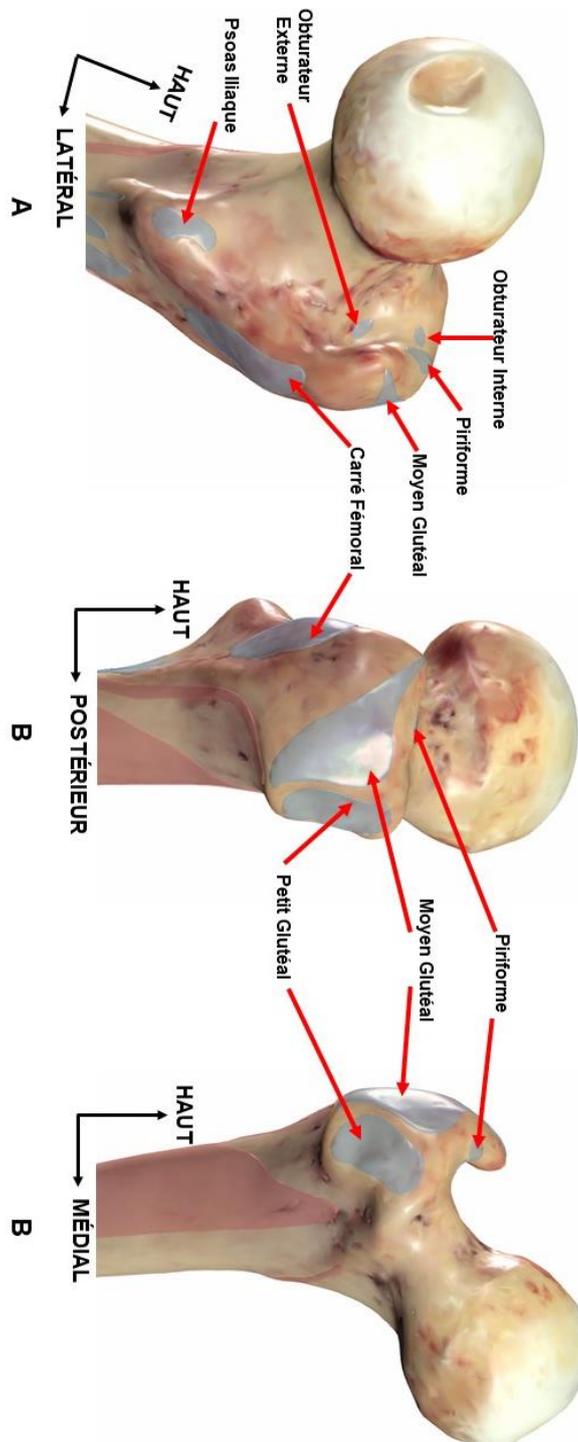


Figure 11 : **Illustration des insertions osseuses sur l'extrémité supérieure du fémur sur table de dissection virtuelle Anatomage®.** **A** : extrémité supérieure du fémur en vue postéro-interne. **B** : extrémité supérieure du fémur en vue latérale. **C** : extrémité supérieure du fémur en vue antérieure.

L'incision est amorcée deux à trois travers de doigts en dessous de l'épine iliaque antérosupérieure afin d'éviter la lésion du Nerf Cutané Latéral de la Cuisse (*Figure 12C*) suivant une ligne tracée sur la peau, joignant une ligne entre l'épine iliaque antérosupérieure et la Tête de la Fibula et s'arrêtant au sommet du Grand Trochanter (*Figure 12A et B*). Chez un sujet de faible corpulence, l'incision suit le relief visible du muscle TFL pincé entre les doigts de l'opérateur. L'incision est rectiligne et mesure donc entre huit et dix centimètres selon les standards d'une voie dite mini-invasive.

Suivant l'incision cutanée, le tissu graisseux sous-jacent est récliné jusqu'au fascia du muscle TFL. Le Nerf Cutané Latéral de la Cuisse est identifié puis afin d'en éviter sa lésion, l'interstice entre le muscle TFL et le muscle Sartorius est mis en évidence afin de ne pas y passer. Le fascia du muscle TFL est ouvert dans l'axe du muscle TFL. Le corps musculaire du TFL est séparé de son fascia au doigt sur son versant médial puis un écarteur vient maintenir le plan ouvert entre le corps charnu du TFL en dehors et le muscle Droit Fémoral en dedans. L'aponévrose du muscle Droit Fémoral est ensuite ouverte à la jonction myo-aponévrotique également dans l'axe de ses fibres puis récliné médialement, laissant apparaître le paquet vasculaire circonflexe latéral. Ce dernier est isolé puis ligaturé ou coagulé. Le placement des écarteurs permet d'aborder le bord supérieur de la capsule. Les adhérences entre le corps du muscle Ilio-Psoas et la capsule antérieure sont ruginées. Puis une série d'écarteurs est positionnée pour exposer la capsule (*Figure 13A*). Une capsulotomie est ensuite réalisée selon plusieurs techniques possibles (incision antérieure, en ancre inversée en T ou encore en H). Les écarteurs sont alors repositionnés en intra-articulaire de part et d'autre

du col fémoral (*Figure 13B*). Vient ensuite le temps de la section du col dont les paramètres de coupe dépendront des mesures préopératoires. Via une série de différentes manœuvres non décrites dans ce travail la tête fémorale est ensuite retirée permettant la réalisation du temps acétabulaire avec la mise en place des composants prothétiques acétabulaires. Le temps fémoral qui suit nécessite une série de mobilisations du membre inférieur permettant la libération et l'exposition du fémur. Le membre est positionné en rotation externe et adduction pour inciser le Ligament Pubofémoral. Puis un crochet de Lambotte est introduit pour tracter le fémur. Cette traction permet la mise en tension de la capsule et sa désinsertion jusqu'à la zone d'insertion du muscle Piriforme et de l'Obturateur Externe qui doivent être préservés. Puis le membre inférieur est placé en rotation externe, adduction, la table est « cassée » pour amener le membre inférieur en extension. Le temps fémoral, non décrit dans ce travail, se poursuit avec la mise en place des composants prothétiques fémoraux. Dans un dernier temps la capsule est refermée, le fascia du muscle TFL est suturé en veillant à préserver le Nerf Cutané Latéral de la Cuisse. Et enfin les différents plans cutanés sont refermés. Cette voie d'abord présenterait l'avantage théorique de diminuer le risque de luxation [51]. De plus, étant interstitielle, elle est plus facile à refermer [30]. Elle présente néanmoins plusieurs risques. Premièrement, la création de lésions musculaires par déchirure sur le muscle TFL est réelle notamment durant la préparation fémorale. Le corps musculaire peut être lésé ou déchiré au cours du passage des râpes ou de l'écarteur fémoral. Ensuite le risque d'atteinte du tendon conjoint du muscle Obturateur Interne et des muscles Jumeau Supérieur et Inférieur et du muscle Piriforme (*Figures 4 et 11*) est présente

– Introduction–

lors de la l'exposition fémorale [30,50]. Enfin, déjà évoquée, le risque de lésion du Nerf Cutané Latéral de la Cuisse (L2-L3), ce nerf sensitif croisant l'abord antérieur entre le muscle TFL et le muscle Sartorius et responsable de la sensibilité de la partie antéro-latérale de la cuisse. Il existe également un risque de lésion de la branche terminale du Nerf Glutéal Supérieur à destination du muscle TFL comme pour la Voie de Röttinger, [27].

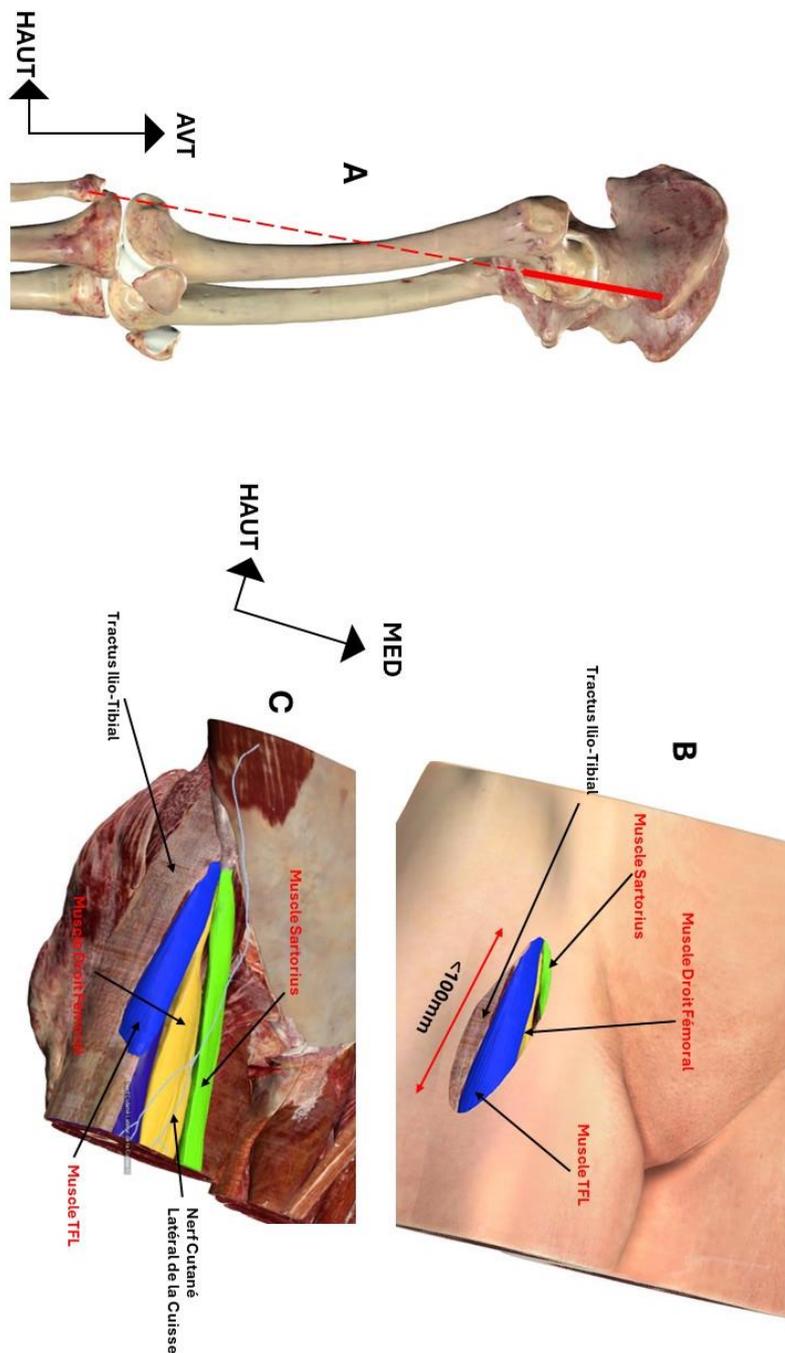


Figure 12: **Illustration de l'abord cutané pour la Voie Antérieure mini-invasive sur table de dissection virtuelle Anatomage®.** **A :** Incision amorcée en dehors de l'épine iliaque antérosupérieure suivant une tendue entre l'épine iliaque antérosupérieure et la Tête de la Fibula et s'arrêtant au sommet du Grand Trochanter. **B :** Exposition du Tractus Ilio-Tibial, du muscle TFL, du muscle Droit Fémoral et du muscle Sartorius à travers un abord inférieur à 100mm. **C :** Illustration de l'abord sans tissu cutané et positionnement du Nerve Cutané Latéral de la Cuisse.

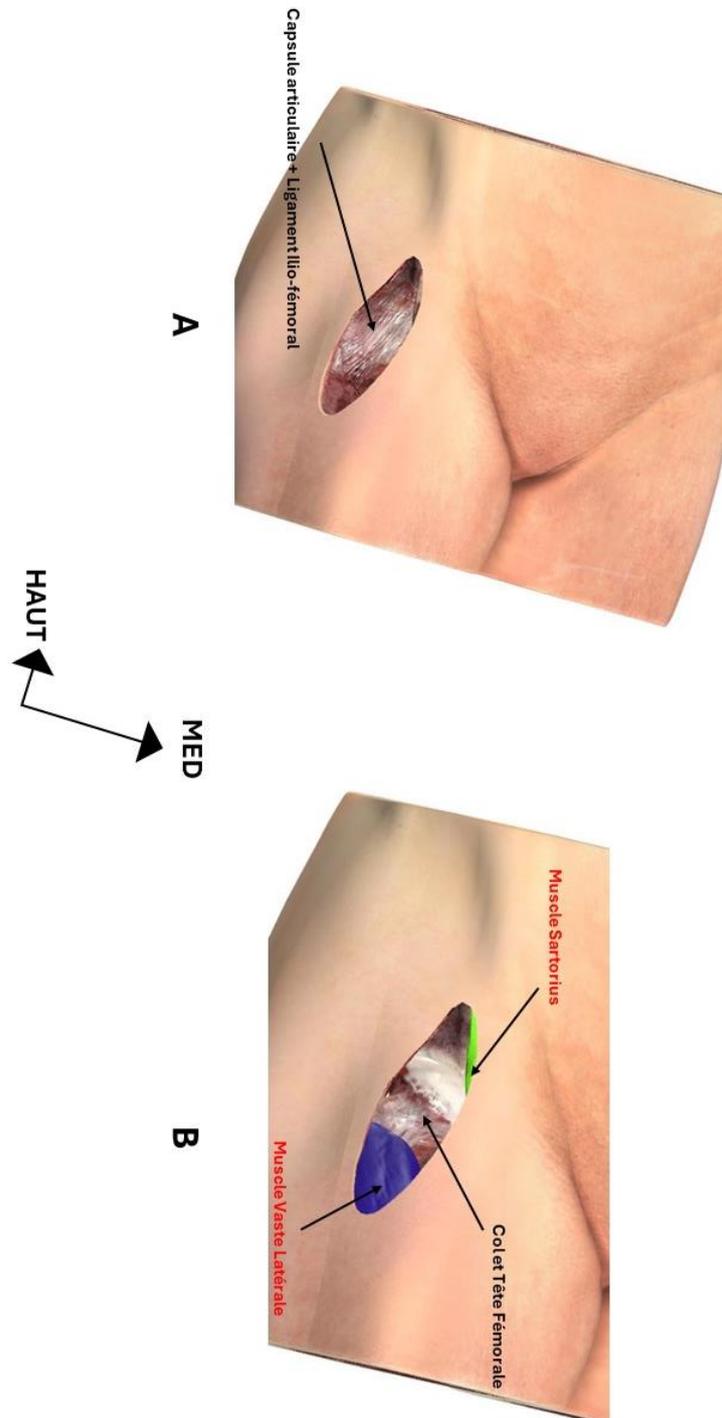


Figure 13: **Illustration de l'abord musculaire d'une Voie Antérieure sur table de dissection virtuelle Anatomage®.** **A** : Exposition de la capsule articulaire après avoir écarté le muscle TFL et le muscle Droit Fémoral. **B** : Après avoir réalisé la capsulotomie, la tête et le col sont exposés.

Avant toute Arthroplastie Totale de Hanche, une planification préopératoire aura lieu. Cette étape essentielle permet au chirurgien d'avoir des indications sur la taille des implants prothétiques à utiliser, la longueur du col prothétique, le niveau de coupe cervicale à réaliser ou encore d'anticiper au maximum les complications. Ce temps préopératoire est supposé garantir la restauration des paramètres anatomiques et biomécaniques du patient, ainsi que l'aspect fonctionnel. Dans la majorité des cas, **et indépendamment de la voie d'abord utilisée**, les planifications sont réalisées avec des supports radiographiques numériques en 2D au format Digital Imaging and Communications in Medicine (DICOM) permettant l'utilisation de logiciels de planification. Parmi les paramètres étudiés dans cette planification, l'offset ou déport fémoral est essentiel. Il peut être défini comme la distance entre le centre de rotation de la tête fémorale et une ligne verticale coupant en deux le grand axe du fémur [52,53] (*Figure 14*). La mesure radiographique de l'offset doit être réalisée avec précision et varie en fonction de la rotation de la hanche. L'offset fémoral mesure en général entre 40 et 45 mm et augmente avec la taille du fémur [52]. Cependant, l'offset fémoral n'est pas suffisant et nécessite la mesure d'autres paramètres qui lui sont intimement liés. En effet, il convient également de déterminer le bras de levier des muscles abducteurs de hanche associé à des paramètres comme : l'angle du col fémoral ainsi que son antéversion et la position du centre de rotation.

Pour déterminer le bras de levier des abducteurs de hanche il convient d'abord de déterminer le trajet ceux-ci. Ce trajet peut être représenté en traçant une ligne tangente au bord latéral du Grand Trochanter et joignant l'insertion des abducteurs de hanche sur l'Ilium (*Figure 15*).

Le bras de levier des abducteurs est alors perpendiculaire à cette tangente et rejoint le centre articulaire coxo-fémoral (*Figure 15*). D'après Lecerf *et al.* [52], il existe une corrélation statistiquement significative entre l'offset fémoral et le bras de levier des abducteurs de hanche et donc leur force.

Ensuite l'angle du col fémoral détermine aussi la longueur de l'offset fémoral. Ce paramètre va définir les caractéristiques de chaque tige prothétique et influence ainsi la longueur du col et du membre inférieur.

L'antéversion du col fémoral définit « l'offset physiologique » : une augmentation de l'antéversion du col fémoral entraîne un déplacement vers l'arrière du Grand Trochanter et diminue l'offset fonctionnel, le bras de levier et donc le moment de force du Moyen Glutéal.

Enfin, le centre de rotation de la hanche caractérise le couple tête fémorale-acétabulum. La latéralisation de ce dernier est mesurée par rapport au « repère U » radiographique (sur une radiographie de face du bassin, le bras latéral du U correspond au fond de la fosse acétabulaire et le bras médial du U à la projection de la surface quadrilatère de l'os coxal), ou par rapport à l'axe médian du bassin, s'il est visible sur le cliché radiographique. La hauteur du centre de rotation de la hanche est mesurée par rapport à la ligne bi-ischiatique ou au bas du « repère U » radiographique. Une modification du positionnement du centre articulaire de la hanche affectera le bras de levier des abducteurs de hanche.

L'ensemble de ces éléments déterminent la tension des muscles abducteurs [52] et la modification de ces paramètres peut affecter l'efficacité de ces derniers. Une diminution du bras de levier des

abducteurs de hanche consécutifs à la chirurgie prothétique affectera le moment de force des abducteurs de hanche avec des conséquences fonctionnelles (diminution de force, **troubles de l'équilibre et la marche**). Sariali *et al.* [54] estiment qu'une diminution de 15% de l'offset fémoral aboutira à une faiblesse des abducteurs de hanche. Ces mêmes auteurs ont mis en évidence qu'une faiblesse musculaire entraînerait **une altération des paramètres spatio-temporels et cinématiques de la marche** [54].

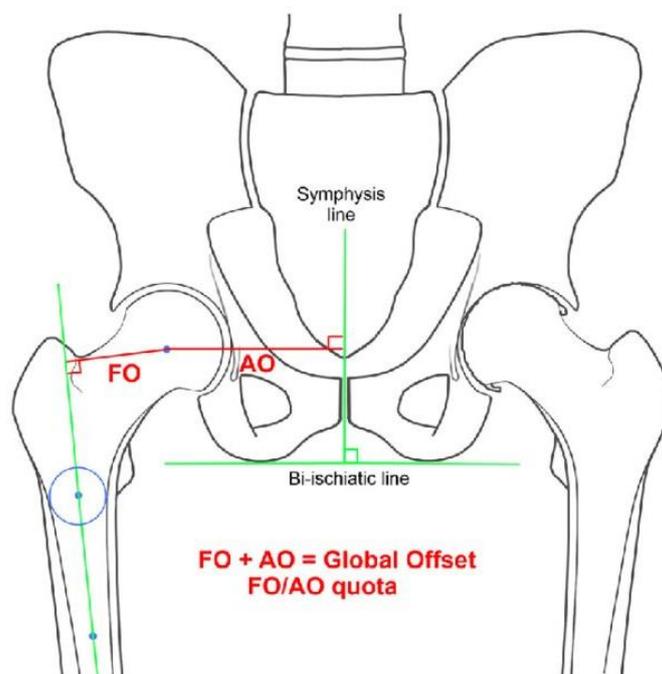


Figure 14: **Illustration l'Offset Fémoral** d'après Kiernan S, Geijer M, Sundberg M, Flivik G. Effect of symmetrical restoration for the migration of uncemented total hip arthroplasty: a randomized RSA study with 75 patients and 5-year follow-up. *J Orthop Surg Res* 2020;15:225. <https://doi.org/10.1186/s13018-020-01736-0>. FO: Offset Fémoral. AO: Offset Acétabulaire.

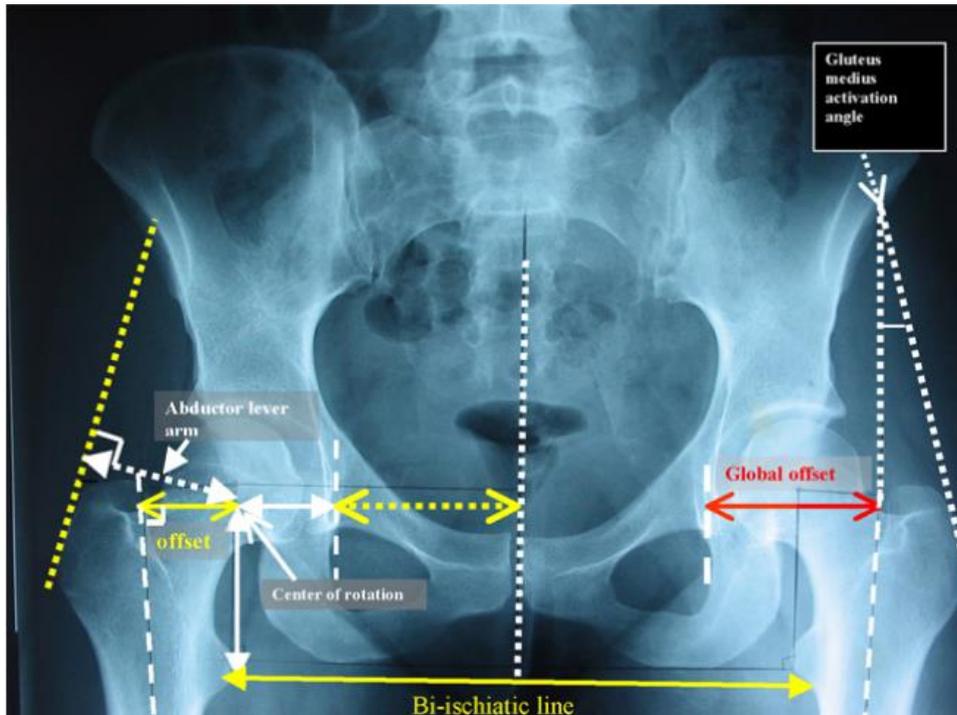


Figure 15: **Radiographie illustrant le bras de levier des abducteurs de hanche** d'après Lecerf G, Fessy MH, Philippot R, Massin P, Giraud F, Flecher X, et al. Le déport fémoral (offset) : concept anatomique, définitions, mesure, rôle dans la planification et la réalisation d'une arthroplastie de hanche. *Revue de Chirurgie Orthopédique et Traumatologie* 2009;95:248-57. <https://doi.org/10.1016/j.rcot.2009.01.011>.

De nombreux auteurs préconisent une planification préopératoire via des imageries 3D [54,55]. Cette planification préopératoire via CT-scan permettrait de prendre en compte l'ensemble des paramètres évoqués précédemment et ainsi d'avoir une restauration précise de l'offset fémoral, du centre de rotation de l'articulation et de la longueur des membres inférieurs [54-56]. Ces planifications tridimensionnelles sont efficaces et présentent de bons résultats à court, moyen et long terme sur la survie de l'implant, le risque de luxation et l'aspect fonctionnel du patient [55,56]. Cependant elles demeurent complexes techniquement,

mais surtout onéreuses, dans un contexte d'augmentation du nombre d'arthroplastie et de volonté de réduction des coûts.

Ainsi, il semblerait que la restauration des paramètres anatomiques et biomécaniques de la hanche lors de l'intervention soit un paramètre bien plus impactant que le choix de l'abord mini-invasif lui-même...

En ce sens, les publications scientifiques concernant l'impact de ces voies d'abord sur différents paramètres tels que la durée du temps opératoire, les complications associées, la durée d'hospitalisation, l'amélioration des paramètres de marche des patients sont nombreuses. **La littérature popularisant notamment la Voie Antérieure plutôt que les autres voies d'abord semblerait influencée par des pressions marketing de la part des fabricants [42] et des patients.** En effet, Moore *et al.*, ont démontré une augmentation constante et statistiquement significative du volume de recherche sur la Voie Antérieure provenant des patients, sur les moteurs de recherche comme Google au cours des quinze dernières années, dépassant la Voie Postérieure [57]. De même, Den Daas *et al.*[41,58] ont montré que **les patients préféraient la Voie Antérieure même si le résultat fonctionnel était équivalent à la Voie Postérieure.**

Malgré cette pression, aucun consensus n'est retrouvé sur la supériorité d'une voie d'abord par rapport à une autre [51,59,60]. Plus encore, les voies d'abord mini-invasives entraîneraient des altérations des paramètres posturaux et d'activation musculaire à distance de l'intervention [39,61]. Ces altérations seraient consécutives à des atteintes musculaires durant le temps opératoire. Finalement, il semblerait que les abords mini-invasifs tendent à diviser la communauté

orthopédique. Révolutionnaires pour certains, ils seraient pour d'autres utilisés et mis en avant par des orthopédistes et des fabricants d'implants à des fins commerciales [62].

Ces altérations des paramètres posturaux et d'activation musculaire seront détaillés dans la partie suivante.

1.3 ALTÉRATIONS CONSTATÉES APRÈS LES ARTHROPLASTIES TOTALES DE HANCHE MINI-INVASIVES

Les améliorations cliniques et fonctionnelles apportées par les abords mini-invasifs ont été évalués dans de nombreuses études avec des résultats contrastés comme a pu le montrer la méta-analyse réalisée par Migliorini *et al.* [63]. Ces améliorations, en théorie plus précoces que pour les voies classiques, seraient constatées dans les quarante-cinq à soixante premiers jours suivant l'intervention [64]. Le succès de l'intervention chirurgicale s'objective notamment par une amélioration des scores fonctionnels tel que le Western Ontario and Mac Master University (WOMAC) [65] ou le Harris Hip Score, deux tests de référence, validés et couramment utilisés. Cette rapide amélioration constitue une des marques de fabrique de ses abords. Cependant, plusieurs séries de travaux mettent en évidence des altérations persistantes à cette période et au-delà.

1.3.1 Dégradation des paramètres posturaux statiques et musculaires

Les paramètres posturaux statiques sont évalués via des plateformes de force. Il s'agit d'un outil clinique relativement facile d'accès, simple à utiliser et dont la fiabilité et la reproductibilité sont établies [40, 41]. Des corrélations significatives existent entre les tests stabilométriques et cliniques tels que la Mesure de l'Indépendance Fonctionnelle, Get-Up-and-Go Test, la vitesse de marche et la mobilité articulaire de la hanche [16,68]. Il s'agit ainsi d'un outil pertinent pour évaluer les résultats fonctionnels des Arthroplasties Totales de Hanche. Plusieurs travaux se sont ainsi intéressés aux conséquences d'Arthroplasties Totales de Hanche mini-invasives sur les paramètres posturaux essentiellement dans une optique de comparaison des voies entre elles [7,16,68]. Ainsi, si des troubles musculaires sont présents en postopératoire d'une voie mini-invasive, cet outil pourrait les mettre en évidence.

Les travaux présentés ci-après sont fondateurs pour ce travail de thèse.

C'est ainsi qu'en 2016, Van Driessche *et al.* [39], comparaient les paramètres posturaux statiques de la Voie Postérieure, la Voie Antérieure et la Voie de Röttinger entre elles à J45 et J60 postopératoires mais également par rapport à un groupe de sujets asymptomatiques du même âge (*Figure 16*). Les Voies Antérieures et Voies de Röttinger étaient censées épargner tous les muscles de la hanche et notamment l'appareil abducteur. La fonction d'équilibre étant assurée par ces muscles, le contrôle postural devait ainsi être mieux conservé avec ces 2 abords qu'avec la Voie Postérieure. Or, les 3 voies présentaient une dégradation des paramètres stabilométriques unipodaux, sans distinction entre elles.

Plus encore, la Voie Antérieure et Voie de Röttinger ont montré une vitesse de déplacement du Centre de Pression moyen et une longueur de trajet supérieurs par rapport à la Voie Postérieure, suggérant une dépense énergétique importante pour maintenir l'équilibre statique. De plus, l'appui unipodal exacerbait les troubles de l'équilibre statique. Les paramètres d'appui unipodaux étaient moins bons chez les sujets opérés, avec des différences significatives par rapport aux asymptotiques. Cette altération des paramètres posturaux était moins sévère pour les sujets opérés par Voie Postérieure, qui ont montré des résultats équivalents à ceux des sujets asymptotiques.

Les auteurs concluaient que les voies mini-invasives aboutissaient à des altérations des paramètres posturaux statiques, qu'il semblerait pertinent de prendre en charge en rééducation notamment orientée avec l'outil stabilométrique [69].

Ils émettaient également l'hypothèse que ces altérations pouvaient être liées à la procédure chirurgicale avec l'utilisation des écarteurs provoquant un étirement délétère des muscles de la hanche. En effet, le Moyen Glutéal ou encore le Sartorius sont des structures anatomiques riches en mécanorécepteurs autant dans les aponévroses (corpuscules de Pacini et disques de Ruffini) que dans les tendons (Organes tendineux de Golgi) ou encore les fibres musculaires (Fuseaux Neuromusculaires). Une lésion de ses structures induirait une dégradation de la proprioception au niveau la hanche [61]. Ces atteintes des tissus musculaires seraient observables par l'électromyographie et la stabilométrie. Il est également possible qu'une non-restauration à

— Introduction—

l'identique de l'offset fémoral puisse affecter les paramètres posturaux, indépendamment de la voie d'abord considérée.

Cette étude présente néanmoins de nombreuses limites : un échantillon de petite taille, issu d'une série continue non randomisée, l'absence de mesures stabilométriques préopératoires ou encore une dispersion importante des valeurs qui laissent néanmoins entrevoir des tendances nettes. Malgré ces limites, cette étude, née d'une *intuition clinique et anatomique*, constitue un point de départ dans la mise en évidence d'atteintes musculaires quelle que soit la voie d'abord mini-invasive considérée. Elle renforce l'idée que certains abords comme la Voie Antérieure mini-invasive puissent être mis en avant dans une optique commerciale, comme évoquée précédemment.



Figure 16: **Exemple de test unipodal issu du protocole d'évaluation de l'équilibre statique sur plateforme de force** proposé par Van Driessche Billuart F, **Martinez L**, Brunel H, Guiffault P, Beldame J, et al. *Short-term comparison of postural effects of three minimally invasive hip approaches in primary total hip arthroplasty: Direct anterior, posterolateral and Röttinger.* Orthop Traumatol Surg Res 2016;102:729–34.

C'est ce que Bernard *et al.* [61] ont mis en évidence en 2018. Les auteurs supposaient que l'activité électromyographique des muscles abducteurs de hanche serait plus importante pour les patients opérés par Voie Antérieure (entre J45 et J60) par rapport à des sujets asymptomatiques lors de tests d'équilibres bi et unipodaux sur plateforme de force. Les résultats montraient en effet une activité plus importante des muscles Grand Glutéal, Moyen Glutéal et TFL chez les sujets opérés. Certaines corrélations ont même émergé entre l'électromyographie et la stabilométrie. Pour les patients opérés par Voie Antérieure, l'augmentation de l'activité électromyographique du TFL et Sartorius était corrélée avec la dégradation de presque tous les paramètres posturaux.

De plus, la potentielle atteinte du Nerf Glutéal Supérieur durant la Voie Antérieure, induirait une atrophie postopératoire du TFL [70]. TFL et Sartorius sont riches en fuseaux neuromusculaires jouant un rôle majeur dans la régulation de l'équilibre statique. Cet élément peut expliquer par exemple la survenue de tendinopathies du Moyen Glutéal observées chez les patients opérés par Voie Antérieure. Enfin, le Moyen Glutéal est essentiel pour la stabilisation active du bassin et est très actif lors de tâches posturales statiques comme le montraient les données électromyographiques de l'étude. Cette suractivation du Moyen Glutéal compenserait une perte de longueur du bras de levier des abducteurs de hanche. Pour obtenir un moment de force identique mais avec un bras de levier plus court, le Moyen Glutéal devrait augmenter son niveau de contraction afin de générer plus de force. Ce phénomène pourrait ainsi être lié à la non-restauration complète de l'offset fémoral plus qu'à l'abord chirurgical en lui-même. Enfin, La régulation de la posture

impliquant une anticipation / rétroaction via les mécanorécepteurs des aponévroses, des tendons et des muscles, les lésions TFL et Sartorius pourraient être en partie responsables de la perte de régulation posturale statique.

Les lésions anatomiques évoquées seront mises en évidence deux ans plus tard dans une série de quatre travaux détaillés dans la partie suivante.

1.3.2 Lésions anatomiques consécutives aux Arthroplasties Totales de Hanches mini-invasives

Partant du constat que les abords mini-invasifs aboutissaient à des atteintes fonctionnelles ayant probablement des origines musculaires, une série de travaux ayant pour objectif de mettre en évidence ces lésions a été réalisée entre 2020 et 2022. Ces travaux utilisaient l'Imagerie par Résonance Magnétique (IRM) pour étudier la présence d'infiltrations graisseuses dans les tissus musculaires autour de la hanche en postopératoire d'abord mini-invasifs. L'infiltration graisseuse musculaire apparaît dans différents contextes comme l'inactivité musculaire consécutive à une lésion tendineuse ou à une dénervation [71]. L'infiltration graisseuse musculaire peut également survenir après une lésion traumatique du tissu musculaire ou plus physiologiquement, dans le cadre d'un vieillissement musculaire. L'infiltration graisseuse musculaire semble ainsi être un critère de jugement pertinent à observer dans ce contexte.

La Voie Antérieure étant la plus étudiée dans la littérature et source de controverses, Cailleaud *et al.* [72] ont ainsi réalisé une étude prospective

évaluant l'infiltration graisseuse musculaire des muscles périarticulaires de la hanche et son évolution après une **Arthroplastie Totale de Hanche par Voie Antérieure**. Une série continue de soixante-neuf examens d'IRM chez vingt-trois sujets opérés par Voie Antérieure a été réalisée en préopératoire, puis à trois mois et un an postopératoire. L'infiltration graisseuse musculaire était évaluée selon la classification de Goutallier [71]. Les résultats de cette étude étaient surprenants. En effet, des infiltrations graisseuses musculaires situées principalement sur les groupes musculaires antérieurs étaient attendues. Or, elles étaient retrouvées dans certains des muscles pelvitrochantériens et semblaient s'aggraver dans le temps. Ces résultats n'étaient pas retrouvés pour les muscles antérieurs et latéraux proches de l'abord antérieur (TFL et Sartorius notamment). Ces infiltrations graisseuses musculaires pouvaient être secondaires à une désinsertion musculaire durant l'exposition de l'épiphyse proximale du fémur ou lors de l'insertion de la tige fémorale de l'implant. Les pelvitrochantériens lésés (Piriforme et Obturateur Interne) étaient les muscles les plus proximaux. L'Obturateur Externe étant le plus distal, ce dernier ne présentait pas d'augmentation d'infiltrations graisseuses musculaires. Ainsi, les muscles pelvitrochantériens les plus susceptibles d'être lésés durant une Voie Antérieure sont situés près de l'extrémité supérieure du grand trochanter. En 2021, Lalevée *et al.* [73] proposent un protocole similaire afin d'évaluer la présence d'infiltration graisseuse musculaire **après une Arthroplastie Totale de Hanche par Voie Postérieure**, réputée la moins épargnante pour les structures musculaires comme le Piriforme. L'étude prospective évaluait également l'infiltration graisseuse musculaire des muscles périarticulaires de la hanche et son évolution sur une série

continue de vingt-et-un sujets opérés par Voie Postérieure épargnant le piriforme. Cette évaluation de l'infiltration graisseuse musculaire par IRM était aussi réalisée en préopératoire, puis à trois mois et un an postopératoire. Les résultats montrent une absence de changement significatif de l'infiltration graisseuse musculaire du Piriforme entre le préopératoire et le postopératoire à trois mois et un an (*Figure 17*). Chez plus de la moitié des sujets, des infiltrations graisseuses musculaires ont été retrouvées à un an pour l'Obturbateur Interne, le Carré Fémoral et dans une moindre mesure l'Obturbateur Externe. Les autres muscles périarticulaires de la hanche ne présentaient pas d'infiltration graisseuse musculaire.

En 2022, la même équipe réalise une comparaison des trois principales voies d'abord utilisées dans l'Arthroplastie Totale de Hanche : **Voie Antérieure, Voie Postérieure et Voie de Röttinger** [74] suivant le même protocole que les deux travaux évoqués précédemment. Les auteurs ont comparé via IRM, l'infiltration graisseuse musculaire induite par les trois voies sur le TFL, le Sartorius, les muscles glutéaux et les pelvitrochantériens chez vingt-cinq sujets par voie. Les résultats montraient que le TFL était lésé dans moins de 10% des cas pour la Voie Antérieure contre 4,2% pour la Voie de Röttinger et 0% pour la Voie Postérieure. Le Sartorius ne présentait aucune lésion quelle que soit la voie. Une infiltration graisseuse musculaire était retrouvée sur les Moyen et Petit Glutéaux dans plus d'un tiers des Voie de Röttinger, 4,8% pour la Voie Antérieure et 0% pour la Voie Postérieure. Une atteinte du Piriforme était retrouvée dans les trois voies avec une prédominance pour la Voie Antérieure (14,3%). Les deux obturbateurs étaient également lésés dans les trois voies avec une forte prédominance pour la Voie Postérieure.

– Introduction –

Une nouvelle fois, l'épargne musculaire mise en avant dans les abords mini-invasifs semble uniquement théorique.

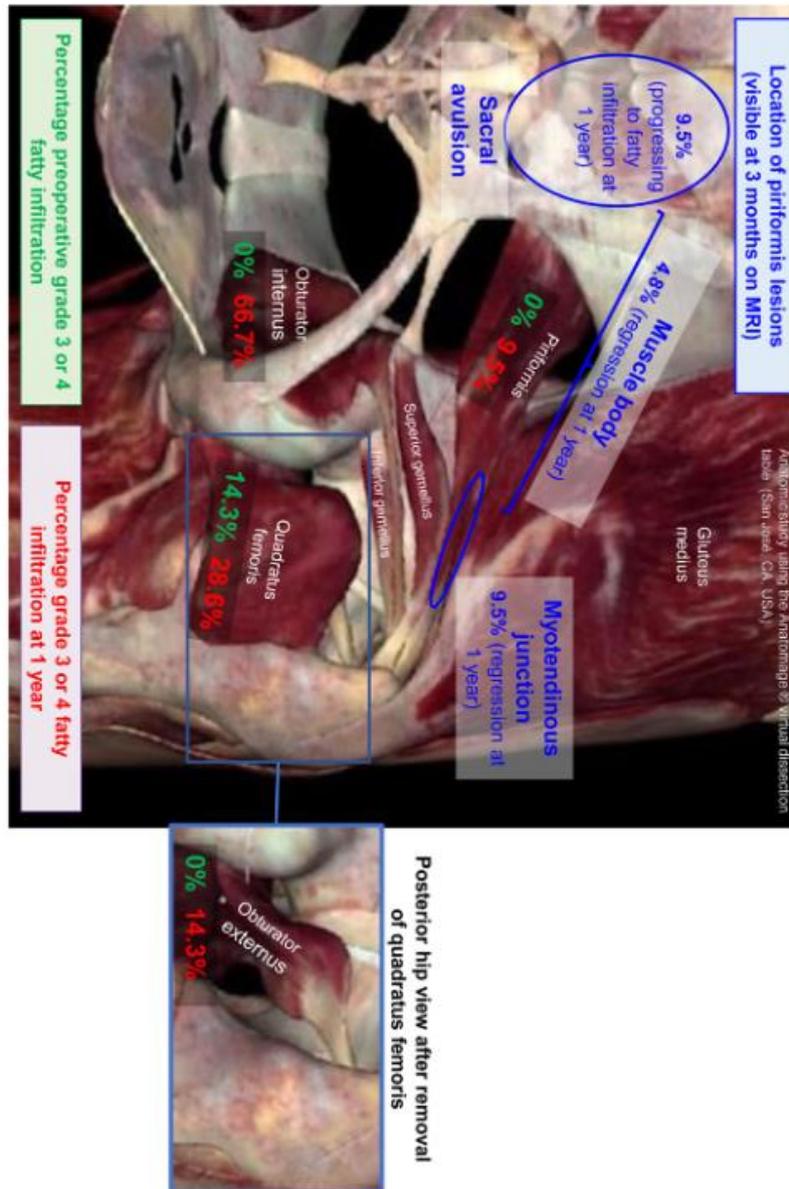


Figure 17: **Représentation des lésions musculaires à type d'Infiltration Graisseuse Musculaire retrouvées au niveau des pelvitrochantériens** d'après Lalevée M, Matsoukis J, Beldame J, Brunel H, Billuart F, Van Driessche S. MRI assessment of piriformis-sparing posterior approach in total hip arthroplasty. Orthop Traumatol Surg Res 2021;103085. <https://doi.org/10.1016/j.otsr.2021.103085>.

Billuart *et al.* [75] confirment également cette tendance **sur la Voie de Röttinger** avec un protocole prospectif analysant des infiltrations graisseuses musculaires pré et postopératoires d'une série de vingt-cinq patients. Le protocole était identique aux trois travaux précédents. L'analyse via IRM, s'intéressait aux muscles glutéaux (Moyen et Petit Glutéal) et au TFL principalement ; mais également aux autres muscles périarticulaires de la hanche. 41,7% des Petits Glutéaux et 33,3% des Moyens Glutéaux présentaient des infiltrations graisseuses musculaires à trois mois et à un an postopératoire. Les atteintes sur le TFL et sur les pelvitrochantériens étaient inférieures à 10%. Les autres muscles périarticulaires ne présentaient pas d'infiltration graisseuse musculaire.

Il existe ainsi un faisceau de preuves mettant en évidence la présence d'altérations musculaires consécutives à l'Arthroplastie Totale de Hanche quelle que soit la voie mini-invasive utilisée. Ces dommages musculaires ont été constatés dans un premier temps d'un point de vue fonctionnel (troubles de l'équilibre statiques et l'activation musculaire). Ils ont ensuite été mis en évidence au niveau anatomique jusqu'à un an postopératoire. *Il convient de noter que ce faisceau de preuves ne concerne que les troubles observés en condition d'équilibre statique et non en condition dynamique telle que la marche.* Ces éléments remettent en cause une récupération prétendue rapide à visée marketing et surtout le désintérêt de la rééducation postopératoire d'une Arthroplastie Totale de Hanche.

La prise en charge rééducative postopératoire des Arthroplasties Totales de Hanche sera développée dans la partie suivante et aboutira au premier axe de la thèse.

1.4 PRISE EN CHARGE RÉÉDUCATIVE DES ARTHROPLASTIES TOTALES DE HANCHE ET 1^{ER} AXE DE LA THÈSE

Husted *et al.* [76], dans une revue narrative de 2014 pointaient déjà du doigt l'existence de traditions ancrées dans le domaine de l'Arthroplastie Totale de Hanche et notamment sur la rééducation, limitant son évolution. Ces traditions concernant le temps postopératoire, faisaient état notamment de mobilisations passives au lit, d'un renforcement musculaire prudent et une limitation de la mise en charge. De même, une restriction longue (supérieure à trois mois) sur les mouvements de rotations, extensions et adductions était instaurée afin de prévenir les luxations. L'avènement des abords mini-invasifs a profondément et durablement bouleversé ces traditions rééducatives [77,78]. D'une part, comme évoqué précédemment, une diminution des prescriptions de rééducation postopératoire est observée alors que le nombre d'Arthroplasties Totales de Hanche augmente [16–21].

D'autre part, la littérature internationale s'intéresse désormais à des nouvelles modalités rééducatives visant l'autonomisation du patient. Parmi elles sont retrouvées les interventions éducatives, la préhabilitation ou encore le développement de protocole accélérés de rééducation dans le cadre de la RAAC ou de la chirurgie ambulatoire [79].

La littérature s'accorde néanmoins sur la place de la rééducation en péri-opératoire d'une Arthroplastie Totale de Hanche. Le délai, la durée et les modalités d'interventions du rééducateur demeurent à préciser.

Pour Nicolau *et al.* [80], les *interventions éducatives* dans la période pré ou post-opératoire favorisent l'entraînement à la réalisation d'exercices de

rééducation, améliorent le vécu de l'hospitalisation, augmentent la participation au processus de rééducation et permettent une mobilisation précoce. Ces éléments amélioreraient l'aspect fonctionnel du patient, permettant ainsi un retour à la vie normale plus rapide.

Pour Costa *et al.* [81], la rééducation doit débuter le jour même de l'intervention. Cette intervention précoce permettrait d'améliorer le pronostic fonctionnel et la douleur. Les auteurs précisent qu'il n'existe pas de protocole standardisé dans la littérature. Il serait important d'uniformiser les critères à utiliser pour la prescription de rééducation, tels que la fréquence, la durée, la périodicité et le nombre de répétitions des exercices tout en prenant en compte les spécificités de chaque patient. En effet, les auteurs publiant dans ce domaine négligent la transmission de ces données, rendant difficile la normalisation d'un protocole basé sur les preuves. Il a également été observé que ***la rééducation à domicile apparaît comme une alternative prometteuse. Cependant, il n'y a pas suffisamment de preuves en faveur de cette modalité rééducative, notamment sur une amélioration des paramètres posturaux statiques.***

Colibazzi *et al.* [82], ont réalisé une revue systématique de la littérature afin de déterminer des recommandations pour la rééducation après une Arthroplastie Totale de Hanche tout en prenant en compte les spécificités actuelles de cette chirurgie. Les auteurs soulignent que si l'intérêt de la rééducation en phase postopératoire est universellement reconnu, les modalités des programmes de rééducation et leur efficacité le sont beaucoup moins. En effet dans certains domaines, l'écart entre les preuves scientifiques disponibles et la pratique clinique est frappant,

et tend généralement vers un excès de prudence qui pourrait affecter les temps de récupération. Enfin, les auteurs montrent qu'***il n'existe aucune donnée dans la littérature concernant la rééducation au-delà de six semaines.*** Les auteurs proposent un guide de rééducation basée sur les preuves scientifiques disponibles (*Figure 18*). Il est intéressant de noter que les auteurs proposent des interventions sur l'équilibre statique, ***mais n'en mentionnent pas les modalités, notamment l'utilisation de plateforme de force.***

Appendix I

Indications for rehabilitation

Preoperative

A multidisciplinary team is necessary to optimise preparation for surgery: it may be effective for anxiety and length of stay, especially in subjects with complex assistance needs. Therefore patients should have a meeting with both surgeon and physiotherapist in a preoperative period to receive information about hospital stay, type of surgery, potentially dangerous movements in the acute postoperative phase (flexion >90°, internal rotation and adduction over middle line), standards for hospital discharge and activities for daily living (occupational therapist consultation), including sexual activity.

We recommend performing at least a short period of physiotherapy preoperatively with the following goals:

- Reducing pain
- Stretching contracted musculature
- Muscle strengthening (especially quadriceps and abductors)
- Cardiovascular training
- Training in walking with crutches.

Postoperative

Days 0–2. Goals: controlling pain, thromboembolic prophylaxis, ROM recovery, postural verticalisation.

Bed exercise

- dorsal and plantar foot flexion
- quadriceps, gluteus medius and adductor isometric contractions
- passive mobilisation in the allowed range of motion
- postural transition from sitting to standing
- walking with crutches or walker, as early as possible.

Days 3–7. Goals: maintain standing position, gain confidence in the use of crutches and in postural transitions (supine to sitting, sitting to standing).

- continue with previous exercises
- introduce concentric contractions (quadriceps, abductor and abductor)
- walking with crutches, reciprocal way

2–4 weeks. Goals: increasing allowed ROM and muscular tone, controlling standing position, walking pattern without deficit.

- continue with previous exercises
- abductor contraction in standing position
- squat in standing position (<90°)
- elevation on the toes
- bridge exercise

- training on treadmill from the 4th week, earlier if possible
 - training in walking with one crutch (contralateral)
- 5–7 weeks.** Goals: absence of pain, regain pre-op lifestyle.

- continue with previous exercises
- free walking in protected situation
- introduce functional exercises like sit to standing, go up the stairs, climb over obstacles
- balance exercises on unstable boards, walking with changing of speed and direction.

From 8th week

- continue with previous exercises
- increasing ROM and strength
- go on with supervised rehabilitation.

Figure 18: **Indications rééducatives proposées en 2020** par Colibazzi V, Coladonato A, Zanazzo M, Romanini E. Evidence based rehabilitation after hip arthroplasty. *Hip Int* 2020;30:20–9. <https://doi.org/10.1177/1120700020971314>.

En résumé, il n'existe pas de consensus sur les modalités rééducatives à adopter pour les Arthroplasties Totales de Hanche. Certaines études mettent en avant le potentiel intérêt d'une auto-rééducation à domicile mais pour l'heure sans preuve ; d'autres évoquent l'intérêt d'une prise en charge des troubles de l'équilibre, sans toutefois proposer un protocole.

Le premier travail de cette thèse consistera ainsi à comparer à partir de J45 les paramètres posturaux de patients ayant bénéficié d'une Arthroplastie Totale de Hanche par Voie Postérieure et ayant suivi deux types de rééducation différentes (l'une sur plateforme de force ou l'autre en auto-rééducation à domicile) par rapport à un groupe opéré n'ayant pas suivi de rééducation et un groupe contrôle asymptomatique de la même tranche d'âge.

1.5 ANALYSE QUANTIFIÉE DE LA MARCHÉ APRÈS ARTHROPLASTIES TOTALES DE HANCHE PAR VOIES MINI-INVASIVES : 2^{ÈME} ET 3^{ÈME} AXE DE LA THÈSE

La présence de troubles posturaux en condition statique paraît désormais incontestable en postopératoire d'une Arthroplastie Totale de Hanche quelle que soit la voie d'abord [39,61]. Bien qu'il existe des corrélations entre certains tests fonctionnels et des paramètres stabilométriques, il paraît nécessaire d'évaluer le patient dans une activité fonctionnelle emblématique de la vie quotidienne : la marche.

Si les paramètres stabilométriques ne sont pas normalisés en postopératoire d'Arthroplastie Totale de Hanche, il est fort probable que les paramètres spatio-temporels de la marche, cinétiques et

cinématiques ne le soient pas non plus. L'Analyse Quantifiée de la Marche permet d'identifier et de quantifier ces altérations [83,84].

Comme évoqué précédemment, dans un contexte où la rééducation après Arthroplastie Totale de Hanche se veut de plus en plus fonctionnelle et axée sur des Activités de la Vie Quotidienne telles que la marche, l'outil semble adapté.

Il existe déjà dans la littérature des données à ce sujet. En effet, des altérations telles qu'une diminution des amplitudes actives de la hanche, de la longueur du pas, de la durée de la phase d'appui du côté opéré entraînant une asymétrie de la marche ont été retrouvées ; ces troubles pouvant persister jusqu'à un an postopératoire des différents abords mini-invasifs de l'Arthroplastie Totale de Hanche [59,83–85]. Cette asymétrie serait due à une perturbation du schéma d'activation musculaire durant le cycle de marche [85], et mise en évidence grâce à l'électromyographie.

La littérature n'est cependant pas unanime concernant l'impact de la voie d'abord sur ces paramètres d'Analyse Quantifiée de la Marche et d'électromyographie. Plusieurs études démontrent une absence de différences significatives entre les voies d'abord sur ces paramètres [59,84,86,87]. A l'inverse, pour d'autres études, la récupération des composantes de la marche varie en fonction des différentes voies d'abord [83,88–90] La Voie Antérieure notamment permettrait une meilleure récupération d'un point de vue cinématique [59,89,90].

De même, il existe peu de données au-delà d'un an postopératoire, période où les résultats de l'Arthroplastie Totale de Hanche semblent acquis. Les comparaisons avec des groupes de sujets asymptomatiques

de la même tranche d'âge pour juger de la normalisation des paramètres d'Analyse Quantifiée de la Marche sont inexistantes.

Ainsi, avant d'envisager une rééducation fonctionnelle prenant en charge de potentielles altérations des différents paramètres de la marche à distance de l'intervention, il semble opportun d'une part de mettre en évidence leur présence en postopératoire et d'autre part d'évaluer leur normalisation à distance de l'intervention. *Les arguments commerciaux évoqués précédemment mettant en avant la Voie Antérieure et de Röttinger comme étant les plus anatomiques et les moins délétères, nous ont conduit à les étudier en priorité dans le deuxième axe de ce travail de thèse.*

Les deux travaux suivants de cette thèse consisteront ainsi à comparer les données d'Analyse Quantifiée de la Marche de sujets à un an postopératoire d'une Arthroplastie Totale de Hanche par Voie Antérieure, puis par Voie de Röttinger par rapport à des sujets asymptomatiques du même âge.

1.6 INFLUENCE DU POSITIONNEMENT DES MARQUEURS CUTANÉS ET LEURS COMBINAISONS SUR L'ESTIMATION DU CENTRE ARTICULAIRE DE LA HANCHE EN ANALYSE QUANTIFIÉE DE LA MARCHÉ : 4^{ÈME} AXE DE LA THÈSE

L'Analyse Quantifiée de la Marche est considérée comme un examen de référence pour mettre en évidence les troubles dynamiques, notamment de la marche dans un contexte orthopédique. Les données mesurées s'inscrivent dans une logique fonctionnelle. Cependant l'acquisition des données est fastidieuse, longue et loin d'être adaptée à la routine clinique. Dans un contexte actuel où les politiques de santé publique ont pour objectif de limiter la durée d'hospitalisation et les examens longs et coûteux, l'Analyse Quantifiée de la Marche telle qu'elle est réalisée classiquement semble peu adaptée.

La force de l'Analyse Quantifiée de la Marche réside dans sa précision, notamment pour déterminer la position des centres articulaires. En Analyse Quantifiée de la Marche, la détermination précise du Centre Articulaires de la Hanche est essentielle. Pour cela, il existe deux méthodes largement étudiées dans la littérature.

Premièrement, **les méthodes prédictives**, utilisent des équations de régression basées sur la géométrie osseuse pour obtenir la position des Centres Articulaires de la Hanche [91,92]. Le Vicon Plug-in-Gait, modèle le plus connu, utilise des placements de marqueurs cutanés précis associés à un calibrage statique ainsi que des données anthropométriques (longueur des membres inférieurs, distance inter épines iliaques) [91,93-95]. Ce modèle est le plus utilisé mais présente des limites. L'imprécision du placement des marqueurs cutanés peut

fausser le positionnement du Centre Articulaire de la Hanche [96]. Ensuite, l'altération des données anthropométriques en post-opératoire d'une Arthroplastie Totale de Hanche dans le contexte de cette thèse, peut aboutir à une imprécision dans le calcul du Centre Articulaire de la Hanche [96]. En effet, la modification du positionnement du centre de rotation de la hanche consécutif à la chirurgie (évoqué dans la **Partie 1.2**) faussera les données d'Analyse Quantifiée de la Marche. Enfin, la longueur du protocole suivant cette méthode rend l'examen incompatible avec la routine clinique dans un contexte orthopédique.

Les méthodes dites fonctionnelles, deuxièmes méthodes existantes pour déterminer la position du Centre Articulaire de la Hanche apparaissent comme une alternative aux méthodes prédictives, pour s'affranchir des données anthropométriques. Elles utilisent un set de marqueurs cutanés et un calibrage dynamique via des mouvements précis et validés comme le Arc-Étoile pour positionner les Centres Articulaires de la Hanche [97]. Ces méthodes nécessitent moins de précision dans le placement des marqueurs cutanés et suppriment les données anthropométriques. Cependant, leur limite principale est l'Artéfact des Tissus Mous, défini par Hara *et al.* [98] comme le déplacement des marqueurs cutanés par rapport aux repères osseux sous-jacents, lié aux contractions musculaires, aux mouvements cutanés et aux effets d'inertie. Des algorithmes permettent de corriger cet artéfact en générant une configuration de marqueurs rigides à partir des données complètes des marqueurs d'un segment [99]. Ces méthodes sembleraient donc plus adaptées à l'Analyse Quantifiée de la Marche en routine clinique dans un contexte orthopédique comme l'Arthroplastie Totale de Hanche.

– Introduction –

Les méthodes fonctionnelles se sont avérées précises, rapides et robustes. Cependant elles n'ont pas démontré leur intérêt par rapport aux méthodes prédictives sur l'estimation du Centre Articulaire de la Hanche en raison de l'absence de consensus sur un placement idéal de marqueurs et le choix leurs combinaisons. Cette étape préliminaire évaluant l'influence d'un positionnement particulier de marqueurs cutanés et du choix des combinaisons de ceux-ci sur la position du Centre Articulaire de la Hanche par rapport aux méthodes prédictives revêt donc un intérêt certain en clinique.

Le quatrième travail de cette thèse consistera ainsi à étudier l'influence du positionnement des marqueurs cutanés et leurs combinaisons sur l'estimation du Centre Articulaire de la Hanche via la méthode fonctionnelle par rapport aux méthodes prédictives.

Cette thèse s'articulera ainsi autour de quatre articles originaux :

[Étude 1](#) : Analyse par stabilométrie des effets de deux protocoles de rééducation sur les paramètres posturaux de patients ayant bénéficié d'une arthroplastie totale de hanche par voie postérieure : étude prospective comparative randomisée ;

[Étude 2](#) : Analyse quantifiée de la marche dans le cadre d'une arthroplastie totale de hanche par voie directe antérieure mini-invasive : étude contrôlée ;

[Étude 3](#) : Analyse quantifiée de la marche dans le cadre d'une arthroplastie totale de hanche par voie directe antéro-latérale mini-invasive : étude contrôlée ;

[Étude 4](#) : Influence du positionnement des marqueurs cutanés et leurs combinaisons sur l'estimation du centre articulaire de la hanche via la méthode fonctionnelle.

1.7 BIBLIOGRAPHIE INTRODUCTION

- [1] Caton J, Papin P. Typologie et épidémiologie des prothèses totales de hanche en France 2012.
- [2] Erivan R, Villatte G, Dartus J, Reina N, Descamps S, Boisgard S. Évolution et projection de la chirurgie de la hanche en France de 2008 à 2070 : étude épidémiologique avec analyse de tendance et projection. *Revue de Chirurgie Orthopédique et Traumatologique* 2019;105:803–12. <https://doi.org/10.1016/j.rcot.2019.09.127>.
- [3] Learmonth ID, Young C, Rorabeck C. The operation of the century: total hip replacement. *Lancet* 2007;370:1508–19. [https://doi.org/10.1016/S0140-6736\(07\)60457-7](https://doi.org/10.1016/S0140-6736(07)60457-7).
- [4] Putman S, Girier N, Girard J, Pasquier G, Migaud H, Chazard E. Épidémiologie des prothèses de hanche en France : analyse de la base nationale du PMSI de 2008 à 2014. *Revue de Chirurgie Orthopédique et Traumatologique* 2017;103:S90. <https://doi.org/10.1016/j.rcot.2017.09.158>.
- [5] Hernigou P. Les prothèses totales de hanche. *Bulletin de l'Académie Nationale de Médecine* 2018;202:1063–70. [https://doi.org/10.1016/S0001-4079\(19\)30273-0](https://doi.org/10.1016/S0001-4079(19)30273-0).
- [6] Woolf AD, Pfleger B. Burden of major musculoskeletal conditions. *Bull World Health Organ* 2003;81:646–56.
- [7] Quagliarella L, Sasanelli N, Monaco V, Belgiovine G, Spinarelli A, Notarnicola A, et al. Relevance of orthostatic posturography for clinical evaluation of hip and knee joint arthroplasty patients. *Gait Posture* 2011;34:49–54. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2011.03.010>.

- [8] Rolfson O, Eresian Chenok K, Bohm E, Lübbecke A, Denissen G, Dunn J, et al. Patient-reported outcome measures in arthroplasty registries. *Acta Orthop* 2016;87 Suppl 1:3–8.
<https://doi.org/10.1080/17453674.2016.1181815>.
- [9] Nemes S, Rolfson O, W-Dahl A, Garellick G, Sundberg M, Kärrholm J, et al. Historical view and future demand for knee arthroplasty in Sweden. *Acta Orthop* 2015;86:426–31.
<https://doi.org/10.3109/17453674.2015.1034608>.
- [10] Malchau H, Herberts P, Eisler T, Garellick G, Söderman P. The Swedish Total Hip Replacement Register. *J Bone Joint Surg Am* 2002;84-A Suppl 2:2–20. <https://doi.org/10.2106/00004623-200200002-00002>.
- [11] Ferguson RJ, Palmer AJ, Taylor A, Porter ML, Malchau H, Glyn-Jones S. Hip replacement. *Lancet* 2018;392:1662–71.
[https://doi.org/10.1016/S0140-6736\(18\)31777-X](https://doi.org/10.1016/S0140-6736(18)31777-X).
- [12] Mota REM. Cost-effectiveness analysis of early versus late total hip replacement in Italy. *Value Health* 2013;16:267–79.
<https://doi.org/10.1016/j.jval.2012.10.020>.
- [13] Dehanne F, Van Wilder P, Leclercq P, Gourdin M, Magali P. Benchmarking de la prothèse hanche dans 7 hôpitaux. *Journal de Gestion et d'Économie Médicales* 2019;N°5:410.
<https://doi.org/10.3917/jges.195.0410>.
- [14] De Ladoucette A, Mertl P, Henry M-P, Bonin N, Tracol P, Courtin C, et al. Fast track protocol for primary total hip arthroplasty in non-trauma cases reduces the length of hospital stay: Prospective French multicenter study. *Orthop Traumatol Surg Res* 2020;106:1527–31. <https://doi.org/10.1016/j.otsr.2020.05.017>.

- [15] Koulischer S. L'arthroplastie totale de hanche : histoire et perspectives d'une intervention chirurgicale emblématique. Rev Med Brux 2017.
- [16] Nantel J, Termoz N, Ganapathi M, Vendittoli P-A, Lavigne M, Prince F. Postural balance during quiet standing in patients with total hip arthroplasty with large diameter femoral head and surface replacement arthroplasty. Arch Phys Med Rehabil 2009;90:1607-12. <https://doi.org/10.1016/j.apmr.2009.01.033>.
- [17] Genêt F, Gouin F, Coudeyre E, Revel M, Rannou F. The benefits of ambulatory physiotherapy after total hip replacement. Clinical practice recommendations. Ann Readapt Med Phys 2007;50:776-82, 769-75. <https://doi.org/10.1016/j.annrmp.2007.10.003>.
- [18] Lefevre-Colau M-M, Coudeyre E, Griffon A, Camilleri A, Ribinik P, Revel M, et al. Existe-t-il des critères d'orientation vers un centre de rééducation après la pose d'une prothèse totale de hanche ou de genou? Élaboration de recommandations françaises pour la pratique clinique. Annales de Réadaptation et de Médecine Physique 2007;50:317-26. <https://doi.org/10.1016/j.annrmp.2007.04.001>.
- [19] Barrois B, Gouin F, Ribinik P, Revel M, Rannou F, Société Française de Médecine Physique et Réadaptation (Sofmer). What is the interest of rehabilitation in physical medicine and functional rehabilitation ward after total hip arthroplasty? Elaboration of french clinical practice guidelines. Ann Readapt Med Phys 2007;50:700-4, 695-9. <https://doi.org/10.1016/j.annrmp.2007.07.005>.

- [20] Mikkelsen LR, Mechlenburg I, Søballe K, Jørgensen LB, Mikkelsen S, Bandholm T, et al. Effect of early supervised progressive resistance training compared to unsupervised home-based exercise after fast-track total hip replacement applied to patients with preoperative functional limitations. A single-blinded randomised controlled trial. *Osteoarthritis Cartilage* 2014;22:2051–8. <https://doi.org/10.1016/j.joca.2014.09.025>.
- [21] Fu MC, Samuel AM, Sculco PK, MacLean CH, Padgett DE, McLawhorn AS. Discharge to Inpatient Facilities After Total Hip Arthroplasty Is Associated With Increased Postdischarge Morbidity. *J Arthroplasty* 2017;32:S144-S149.e1. <https://doi.org/10.1016/j.arth.2017.03.044>.
- [22] Smith-Petersen MN. Approach to and exposure of the hip joint for mold arthroplasty. *J Bone Joint Surg Am* 1949;31A:40–6.
- [23] McKee GK, Watson-Farrar J. REPLACEMENT OF ARTHRITIC HIPS BY THE MCKEE-FARRAR PROSTHESIS. *The Journal of Bone & Joint Surgery British Volume* 1966;48-B:245–59. <https://doi.org/10.1302/0301-620X.48B2.245>.
- [24] Charnley J. Arthroplasty of the hip. A new operation. *Lancet* 1961;1:1129–32. [https://doi.org/10.1016/s0140-6736\(61\)92063-3](https://doi.org/10.1016/s0140-6736(61)92063-3).
- [25] Migaud H, Girard J, May O, Soenen M, Pinoit Y, Laffargue P, et al. Les arthroplasties de hanche aujourd’hui : principaux matériaux, voies d’abord. *Revue du Rhumatisme* 2009;76:367–73. <https://doi.org/10.1016/j.rhum.2008.04.026>.
- [26] Siguier T, Siguier M, Brumpt B. Mini-incision anterior approach does not increase dislocation rate: a study of 1037 total hip

- replacements. Clin Orthop Relat Res 2004;164-73.
<https://doi.org/10.1097/01.blo.0000136651.21191.9f>.
- [27] Laffosse J-M, Chiron P, Tricoire J-L, Giordano G, Bensafi H, Jones D, et al. La voie mini-invasive pour arthroplastie de hanche: étude prospective et comparative des résultats à court terme. Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot 2005;91:76.
[https://doi.org/10.1016/s0035-1040\(05\)84558-1](https://doi.org/10.1016/s0035-1040(05)84558-1).
- [28] Jacquot A, Leyder M, Milin L, Roche O, Sirveaux F. La prothèse totale de hanche par voie mini-invasive: Total hip arthroplasty through minimally-invasive approaches. Kinésithérapie, la Revue 2011;11:17-23. [https://doi.org/10.1016/S1779-0123\(11\)75235-4](https://doi.org/10.1016/S1779-0123(11)75235-4).
- [29] Rivière C, Harman CY, Logishetty K, Straeten C. Hip Replacement: Its Development and Future, 2020, p. 23-32.
https://doi.org/10.1007/978-3-030-24243-5_3.
- [30] Viste A, Fessy M-H. Voies d'abord de la hanche (en dehors de l'arthroscopie). EM-Consulte Techniques chirurgicales - Orthopédie - Traumatologie 2020;40:1-11. [https://doi.org/10.1016/S0246-0467\(20\)56453-2](https://doi.org/10.1016/S0246-0467(20)56453-2).
- [31] Lustig S, Selmi TAS, Michel M, Jacquot L. Chirurgie prothétique de la hanche par voie mini-invasive. EMC - Techniques chirurgicales - Orthopédie - Traumatologie 2008;3:1-10.
[https://doi.org/10.1016/S0246-0467\(08\)46144-5](https://doi.org/10.1016/S0246-0467(08)46144-5).
- [32] Moore AT. The self-locking metal hip prosthesis. J Bone Joint Surg Am 1957;39-A:811-27.
- [33] Woolson ST, Mow CS, Syquia JF, Lannin JV, Schurman DJ. Comparison of primary total hip replacements performed with a standard incision or a mini-incision. J Bone Joint Surg Am

2004;86:1353–8. <https://doi.org/10.2106/00004623-200407000-00001>.

- [34] Allegra PR, Nuño AU, Barrera CM, McNamara CA, Cohen-Levy WB, Rizzo MG, et al. MRI Evaluation of Posterior Capsular Dehiscence After Posterior Approach Total Hip Arthroplasty. *J Am Acad Orthop Surg* 2019;27:e1052–8. <https://doi.org/10.5435/JAAOS-D-18-00655>.
- [35] Elkins JM, Stroud NJ, Rudert MJ, Tochigi Y, Pedersen DR, Ellis BJ, et al. The capsule's contribution to total hip construct stability--a finite element analysis. *J Orthop Res* 2011;29:1642–8. <https://doi.org/10.1002/jor.21435>.
- [36] Kay J, Memon M, Rubin S, Simunovic N, Nho SJ, Belzile EL, et al. The dimensions of the hip capsule can be measured using magnetic resonance imaging and may have a role in arthroscopic planning. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 2020;28:1246–61. <https://doi.org/10.1007/s00167-018-5162-5>.
- [37] Solomon LB, Lee YC, Callary SA, Beck M, Howie DW. Anatomy of piriformis, obturator internus and obturator externus: implications for the posterior surgical approach to the hip. *J Bone Joint Surg Br* 2010;92:1317–24. <https://doi.org/10.1302/0301-620X.92B9.23893>.
- [38] Roche JJW, Jones CDS, Khan RJK, Yates PJ. The surgical anatomy of the piriformis tendon, with particular reference to total hip replacement: a cadaver study. *Bone Joint J* 2013;95-B:764–9. <https://doi.org/10.1302/0301-620X.95B6.30727>.
- [39] Van Driessche S, Billuart F, Martinez L, Brunel H, Guiffault P, Beldame J, et al. Short-term comparison of postural effects of three minimally invasive hip approaches in primary total hip arthroplasty:

Direct anterior, posterolateral and Röttinger. *Orthop Traumatol Surg Res* 2016;102:729–34.

<https://doi.org/10.1016/j.otsr.2016.05.003>.

- [40] Hernández A, Nuñez JH, Mimendia I, Barro V, Azorin L. Early dislocation in primary total hip arthroplasty using a posterior approach with repair of capsule and external rotators. *Revista Española de Cirugía Ortopédica y Traumatología (English Edition)* 2018;62:421–7. <https://doi.org/10.1016/j.recote.2018.11.001>.
- [41] den Daas A, Reitsma EA, Knobben BAS, Ten Have BLEF, Somford MP. Patient satisfaction in different approaches for total hip arthroplasty. *Orthopaedics & Traumatology: Surgery & Research* 2019;105:1277–82. <https://doi.org/10.1016/j.otsr.2019.08.003>.
- [42] Massin P, SFHG (Société française de la hanche et du genou, French Hip, Knee Society). Marketing the direct anterior approach to the hip: Is the industry overstepping its role? *Orthop Traumatol Surg Res* 2016;102:277–8. <https://doi.org/10.1016/j.otsr.2016.04.001>.
- [43] Gérard R, Savéan J, Lefèvre C. Minimally invasive posterolateral hip approach with SPARTAQUUS (Spare the Piriformis And Respect The Active QUadratus femoris and gluteus mediUS) technique. *Orthopaedics & Traumatology: Surgery & Research* 2020;106:1523–6. <https://doi.org/10.1016/j.otsr.2020.07.010>.
- [44] Tsai S-J, Wang C-T, Jiang C-C. The effect of posterior capsule repair upon post-operative hip dislocation following primary total hip arthroplasty. *BMC Musculoskeletal Disorders* 2008;9:29. <https://doi.org/10.1186/1471-2474-9-29>.

- [45] Bertin KC, Röttinger H. Anterolateral mini-incision hip replacement surgery: a modified Watson-Jones approach. Clin Orthop Relat Res 2004;248–55.
- [46] Watson-Jones R. Fractures of the neck of the femur. British Journal of Surgery 1936;23:787–808. <https://doi.org/10.1002/bjs.1800239213>.
- [47] Aebi J, Giraud M. Non invasive modified anterolateral approach in total hip arthroplasty. Orthop Traumatol Surg Res 2011;97:675–80. <https://doi.org/10.1016/j.otsr.2011.08.004>.
- [48] Hueter C (Carl), Lossen H (Hermann F. Grundriss der Chirurgie. Leipzig, Vogel; 1880.
- [49] Judet J, Judet R. The use of an artificial femoral head for arthroplasty of the hip joint. J Bone Joint Surg Br 1950;32-B:166–73. <https://doi.org/10.1302/0301-620X.32B2.166>.
- [50] Brulefert K, Nich C. Arthroplastie totale de hanche par voie d'abord antérieure directe sur table ordinaire. EM-Consulte Techniques chirurgicales - Orthopédie - Traumatologie 2020;40:1–8. [https://doi.org/10.1016/S0246-0467\(20\)42084-7](https://doi.org/10.1016/S0246-0467(20)42084-7).
- [51] Martin CT, Pugely AJ, Gao Y, Clark CR. A comparison of hospital length of stay and short-term morbidity between the anterior and the posterior approaches to total hip arthroplasty. J Arthroplasty 2013;28:849–54. <https://doi.org/10.1016/j.arth.2012.10.029>.
- [52] Lecerf G, Fessy MH, Philippot R, Massin P, Giraud F, Flecher X, et al. Le déport fémoral (*offset*) : concept anatomique, définitions, mesure, rôle dans la planification et la réalisation d'une arthroplastie de hanche. Revue de Chirurgie Orthopédique et

Traumatologique 2009;95:248–57.

<https://doi.org/10.1016/j.rcot.2009.01.011>.

- [53] Kiernan S, Geijer M, Sundberg M, Flivik G. Effect of symmetrical restoration for the migration of uncemented total hip arthroplasty: a randomized RSA study with 75 patients and 5-year follow-up. *J Orthop Surg Res* 2020;15:225. <https://doi.org/10.1186/s13018-020-01736-0>.
- [54] Sariali E, Klouche S, Mouttet A, Pascal-Moussellard H. The effect of femoral offset modification on gait after total hip arthroplasty. *Acta Orthop* 2014;85:123–7. <https://doi.org/10.3109/17453674.2014.889980>.
- [55] Tostain O, Debuyzer E, Benad K, Putman S, Pierache A, Girard J, et al. Ten-year outcomes of cementless anatomical femoral implants after 3D computed tomography planning. Follow-up note. *Orthop Traumatol Surg Res* 2019;105:937–42. <https://doi.org/10.1016/j.otsr.2019.04.019>.
- [56] Moravidou M, Di Laura A, Henckel J, Hothi H, Hart AJ. Three-dimensional pre-operative planning of primary hip arthroplasty: a systematic literature review. *EFORT Open Rev* 2020;5:845–55. <https://doi.org/10.1302/2058-5241.5.200046>.
- [57] Moore ML, Brinkman JC, Pollock JR, Deckey DG, Makovicka JL, Bingham JS. Patients are Most Interested in Which Hip Arthroplasty Approach? A 15-year Google Trends Analysis. *Arthroplast Today* 2022;17:192–7. <https://doi.org/10.1016/j.artd.2022.07.017>.
- [58] Den Daas A, Reitsma EA, Knobben BAS, ten Have BLEF, Somford MP. Rôle de la voie d’abord dans la satisfaction du patient après arthroplastie totale de hanche. *Revue de Chirurgie Orthopédique et*

Traumatologique 2019;105:843.

<https://doi.org/10.1016/j.rcot.2019.09.014>.

- [59] Rathod PA, Orishimo KF, Kremenic IJ, Deshmukh AJ, Rodriguez JA. Similar improvement in gait parameters following direct anterior & posterior approach total hip arthroplasty. *J Arthroplasty* 2014;29:1261–4. <https://doi.org/10.1016/j.arth.2013.11.021>.
- [60] Taunton MJ, Trousdale RT, Sierra RJ, Kaufman K, Pagnano MW. John Charnley Award: Randomized Clinical Trial of Direct Anterior and Miniposterior Approach THA: Which Provides Better Functional Recovery? *Clin Orthop Relat Res* 2018;476:216–29. <https://doi.org/10.1007/s11999.00000000000000112>.
- [61] Bernard J, Razanabola F, Beldame J, Van Driessche S, Brunel H, Poirier T, et al. Electromyographic study of hip muscles involved in total hip arthroplasty: Surprising results using the direct anterior minimally invasive approach. *Orthop Traumatol Surg Res* 2018;104:1137–42. <https://doi.org/10.1016/j.otsr.2018.03.013>.
- [62] Massin P. Quand peut-on privilégier un abord mini-invasif pour une prothèse de hanche ? *Revue du Rhumatisme Monographies* 2019;86:319–22. <https://doi.org/10.1016/j.monrhu.2019.04.002>.
- [63] Migliorini F, Biagini M, Rath B, Meisen N, Tingart M, Eschweiler J. Total hip arthroplasty: minimally invasive surgery or not? Meta-analysis of clinical trials. *International Orthopaedics (SICOT)* 2019;43:1573–82. <https://doi.org/10.1007/s00264-018-4124-3>.
- [64] Meneghini RM, Pagnano MW, Trousdale RT, Hozack WJ. Muscle damage during MIS total hip arthroplasty: Smith-Petersen versus posterior approach. *Clin Orthop Relat Res* 2006;453:293–8. <https://doi.org/10.1097/01.blo.0000238859.46615.34>.

- [65] Bellamy N, Buchanan WW, Goldsmith CH, Campbell J, Stitt LW. 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.
- [66] Belaid D, Rougier P, Lamotte D, Cantaloube S, Duchamp J, Dierick F. [Clinical and posturographic comparison of patients with recent total hip arthroplasty]. *Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot* 2007;93:171–80. [https://doi.org/10.1016/s0035-1040\(07\)90221-4](https://doi.org/10.1016/s0035-1040(07)90221-4).
- [67] da Silva RA, Bilodeau M, Parreira RB, Teixeira DC, Amorim CF. Age-related differences in time-limit performance and force platform-based balance measures during one-leg stance. *J Electromyogr Kinesiol* 2013;23:634–9. <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2013.01.008>.
- [68] Nantel J, Termoz N, Centomo H, Lavigne M, Vendittoli P-A, Prince F. Postural balance during quiet standing in patients with total hip arthroplasty and surface replacement arthroplasty. *Clin Biomech (Bristol, Avon)* 2008;23:402–7. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2007.10.011>.
- [69] Martinez L, Billuart F, Driessche SV, Beldame J, Matsoukis J. Is there still a place for functional rehabilitation in total hip arthroplasty? *Physiotherapy* 2015;101:e957. <https://doi.org/10.1016/j.physio.2015.03.1810>.
- [70] Grob K, Manestar M, Ackland T, Filgueira L, Kuster MS. Potential Risk to the Superior Gluteal Nerve During the Anterior Approach to the Hip Joint. *J Bone Joint Surg Am* 2015;97:1426–31. <https://doi.org/10.2106/JBJS.O.00146>.

- [71] Goutallier D, Postel JM, Bernageau J, Lavau L, Voisin MC. Fatty muscle degeneration in cuff ruptures. Pre- and postoperative evaluation by CT scan. *Clin Orthop Relat Res* 1994;78–83.
- [72] Cailleaud M, Lalevée M, Matsoukis J, Beldame J, Masse M, Billuart F, et al. Fatty muscle infiltration of the hip lateral rotator muscles following direct anterior minimally invasive total hip arthroplasty. *Orthopaedics & Traumatology: Surgery & Research* 2020;106:1515–21. <https://doi.org/10.1016/j.otsr.2020.06.020>.
- [73] Lalevée M, Matsoukis J, Beldame J, Brunel H, Billuart F, Van Driessche S. MRI assessment of piriformis-sparing posterior approach in total hip arthroplasty. *Orthop Traumatol Surg Res* 2021;103085. <https://doi.org/10.1016/j.otsr.2021.103085>.
- [74] Lalevée M, Curado J, Matsoukis J, Beldame J, Brunel H, Van Driessche S, et al. Comparative MRI assessment of three minimally invasive approaches in total hip arthroplasty. *Orthop Traumatol Surg Res* 2022;103354. <https://doi.org/10.1016/j.otsr.2022.103354>.
- [75] Billuart F, Lalevée M, Brunel H, Van Driessche S, Beldame J, Matsoukis J. MRI assessment of minimally invasive anterolateral approaches in total hip arthroplasty. *Orthop Traumatol Surg Res* 2022;103356. <https://doi.org/10.1016/j.otsr.2022.103356>.
- [76] Husted H, Gromov K, Malchau H, Freiberg A, Gebuhr P, Troelsen A. Traditions and myths in hip and knee arthroplasty. *Acta Orthop* 2014;85:548–55. <https://doi.org/10.3109/17453674.2014.971661>.
- [77] Di Monaco M, Vallero F, Tappero R, Cavanna A. Rehabilitation after total hip arthroplasty: a systematic review of controlled trials on physical exercise programs. *Eur J Phys Rehabil Med* 2009;45:303–17.

- [78] Di Monaco M. Rehabilitation after hip and knee arthroplasty: where are we now? Work in progress to build up evidence-based protocols. *Eur J Phys Rehabil Med* 2013;49:875–6.
- [79] Di Martino A, Brunello M, Pederiva D, Schilardi F, Rossomando V, Cataldi P, et al. Fast Track Protocols and Early Rehabilitation after Surgery in Total Hip Arthroplasty: A Narrative Review. *Clinics and Practice* 2023;13:569–82.
<https://doi.org/10.3390/clinpract13030052>.
- [80] Nicolau C, Mendes L, Ciríaco M, Ferreira B, Baixinho CL, Fonseca C, et al. Educational Intervention in Rehabilitation to Improve Functional Capacity after Hip Arthroplasty: A Scoping Review. *Journal of Personalized Medicine* 2022;12:656.
<https://doi.org/10.3390/jpm12050656>.
- [81] Costa L dos SM, Lima VG de, Barros FD da SF, Pereira PA, Lima RMA, Silva AKA da, et al. Hip arthroplasty: Effective rehabilitation protocols. *Research, Society and Development* 2021;10:e45510414370–e45510414370.
<https://doi.org/10.33448/rsd-v10i4.14370>.
- [82] Colibazzi V, Coladonato A, Zanazzo M, Romanini E. Evidence based rehabilitation after hip arthroplasty. *Hip Int* 2020;30:20–9.
<https://doi.org/10.1177/1120700020971314>.
- [83] Kiss RM, Illyés Á. Comparison of gait parameters in patients following total hip arthroplasty with a direct-lateral or antero-lateral surgical approach. *Hum Mov Sci* 2012;31:1302–16.
<https://doi.org/10.1016/j.humov.2012.02.004>.
- [84] Müller M, Schwachmeyer V, Tohtz S, Taylor WR, Duda GN, Perka C, et al. The direct lateral approach: impact on gait patterns, foot

- progression angle and pain in comparison with a minimally invasive anterolateral approach. *Arch Orthop Trauma Surg* 2012;132:725–31. <https://doi.org/10.1007/s00402-012-1467-x>.
- [85] Agostini V, Ganio D, Facchin K, Cane L, Moreira Carneiro S, Knaflitz M. Gait parameters and muscle activation patterns at 3, 6 and 12 months after total hip arthroplasty. *J Arthroplasty* 2014;29:1265–72. <https://doi.org/10.1016/j.arth.2013.12.018>.
- [86] Maffiuletti NA, Impellizzeri FM, Widler K, Bizzini M, Kain MSH, Munzinger U, et al. Spatiotemporal parameters of gait after total hip replacement: anterior versus posterior approach. *Orthop Clin North Am* 2009;40:407–15. <https://doi.org/10.1016/j.ocl.2009.02.004>.
- [87] Queen RM, Butler RJ, Watters TS, Kelley SS, Attarian DE, Bolognesi MP. The effect of total hip arthroplasty surgical approach on postoperative gait mechanics. *J Arthroplasty* 2011;26:66–71. <https://doi.org/10.1016/j.arth.2011.04.033>.
- [88] Mantovani G, Lamontagne M, Varin D, Cerulli GG, Beaulé PE. Comparison of total hip arthroplasty surgical approaches by Principal Component Analysis. *J Biomech* 2012;45:2109–15. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2012.05.041>.
- [89] Klausmeier V, Lugade V, Jewett BA, Collis DK, Chou L-S. Is there faster recovery with an anterior or anterolateral THA? A pilot study. *Clin Orthop Relat Res* 2010;468:533–41. <https://doi.org/10.1007/s11999-009-1075-4>.
- [90] Mayr E, Nogler M, Benedetti M-G, Kessler O, Reinthaler A, Krismer M, et al. A prospective randomized assessment of earlier functional recovery in THA patients treated by minimally invasive direct anterior approach: a gait analysis study. *Clin Biomech (Bristol,*

Avon) 2009;24:812–8.

<https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2009.07.010>.

- [91] Fiorentino NM, Kutschke MJ, Atkins PR, Foreman KB, Kapron AL, Anderson AE. Accuracy of Functional and Predictive Methods to Calculate the Hip Joint Center in Young Non-pathologic Asymptomatic Adults with Dual Fluoroscopy as a Reference Standard. *Ann Biomed Eng* 2016;44:2168–80.
<https://doi.org/10.1007/s10439-015-1522-1>.
- [92] Sangeux M, Pillet H, Skalli W. Which method of hip joint centre localisation should be used in gait analysis? *Gait & Posture* 2014;40:20–5. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2014.01.024>.
- [93] Kainz H, Hajek M, Modenese L, Saxby DJ, Lloyd DG, Carty CP. Reliability of functional and predictive methods to estimate the hip joint centre in human motion analysis in healthy adults. *Gait & Posture* 2017;53:179–84.
<https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2017.01.023>.
- [94] Harrington ME, Zavatsky AB, Lawson SEM, Yuan Z, Theologis TN. Prediction of the hip joint centre in adults, children, and patients with cerebral palsy based on magnetic resonance imaging. *J Biomech* 2007;40:595–602.
<https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2006.02.003>.
- [95] Assi A, Sauret C, Massaad A, Bakouny Z, Pillet H, Skalli W, et al. Validation of hip joint center localization methods during gait analysis using 3D EOS imaging in typically developing and cerebral palsy children. *Gait & Posture* 2016;48:30–5.
<https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2016.04.028>.

- [96] Baker R, Leboeuf F, Reay J, Sangeux M. The Conventional Gait Model - Success and Limitations. Handbook of Human Motion, Cham: Springer International Publishing; 2018, p. 489–508.
https://doi.org/10.1007/978-3-319-14418-4_25.
- [97] Camomilla V, Cereatti A, Vannozzi G, Cappozzo A. An optimized protocol for hip joint centre determination using the functional method. Journal of Biomechanics 2006;39:1096–106.
<https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2005.02.008>.
- [98] Hara R, Sangeux M, Baker R, McGinley J. Quantification of pelvic soft tissue artifact in multiple static positions. Gait & Posture 2014;39:712–7. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2013.10.001>.
- [99] Ehrig RM, Heller MO, Kratzstein S, Duda GN, Trepczynski A, Taylor WR. The SCoRE residual: a quality index to assess the accuracy of joint estimations. J Biomech 2011;44:1400–4.
<https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2010.12.009>.
-

2. CONTRIBUTIONS ORIGINALES

2.1 ETUDE 1

ANALYSE PAR STABILOMÉTRIE DES EFFETS DE DEUX PROTOCOLES DE RÉÉDUCATION SUR LES PARAMÈTRES POSTURAUX DE PATIENTS AYANT BÉNÉFICIÉ D'UNE ARTHROPLASTIE TOTALE DE HANCHE PAR VOIE POSTÉRIEURE : ÉTUDE PROSPECTIVE COMPARATIVE RANDOMISÉE

Lucas Martinez, Nathalie Noé, Hermann Simon, Julien Beldame, Jean Matsoukis, Helena Brunel, Stéphane Van Driessche, Fabien Billuart.

Article publié dans *Orthopaedics & Traumatology : Surgery & Research* en
Février 2022

Impact Factor : 2.256 ; H-Index : 63 ; notée Q1 par le *Scimago Journal & Country Rank*



2.1.1 Introduction

Il a été précédemment rappelé que les voies mini-invasives de l'Arthroplastie Totale de Hanche, aboutissaient sans distinction à des altérations des paramètres posturaux statiques [1]. Une perturbation de l'activation musculaire [2], des atteintes anatomiques des muscles périarticulaires de la hanche [3-6] et une non restauration de l'offset fémoral [7] étant probablement les causes de ces troubles. Il semblerait ainsi pertinent de prendre en charge ces troubles posturaux en rééducation.

La littérature scientifique concernant la rééducation des Arthroplasties Totales de la Hanche est unanime sur la place de la kinésithérapie [8,9] mais aucun consensus n'émerge sur les modalités à mettre en œuvre. La prise en charge des troubles posturaux et le recours à l'auto-rééducation à domicile étant proposées comme modalités rééducatives possibles mais sans preuve scientifique [8,9].

C'est dans ce contexte qu'a été développé le premier travail de cette thèse, résumé ci-après et dont l'article original est joint après la bibliographie. L'objectif était de comparer à partir de J45 les paramètres posturaux de patients ayant bénéficié d'une Arthroplastie Totale de Hanche par Voie Postérieure et ayant suivi deux types de rééducations différentes (l'une sur plateforme de force ou l'autre en auto-rééducation à domicile) par rapport à un groupe opéré n'ayant pas suivi de rééducation et un groupe contrôle asymptomatique de la même tranche d'âge.

En comparant les paramètres stabilométriques des deux groupes de rééducation avec le groupe contrôle opéré n'ayant pas reçu de rééducation et le groupe de sujets asymptomatiques, nous avons émis l'hypothèse que les deux protocoles de rééducation permettraient de normaliser les paramètres posturaux en comparaison aux sujets asymptomatiques de même tranche d'âge.

2.1.2 Matériels et Méthodes

Ainsi, soixante-sept sujets volontaires ont été répartis en quatre groupes :

- Un groupe de vingt-six sujets asymptomatiques entre cinquante-cinq et quatre-vingts ans (GC55-80) ne présentant aucun signe clinique de coxarthrose ;
- Un groupe contrôle (GCPTH) de quatorze sujets ayant bénéficié d'une Arthroplastie Totale de Hanche par Voie Postérieure et n'ayant pas suivi de rééducation ;
- Un groupe expérimental (GRPFS) de seize sujets suivant une rééducation de trois semaines sur plateforme de force supervisée par un masseur-kinésithérapeute ;
- Un groupe expérimental (GARD) de onze sujets suivant une auto-rééducation supervisée à domicile de trois semaines à l'aide d'un livret d'exercice.

Tous les patients ayant bénéficié d'une Arthroplastie Totale de Hanche par Voie Postérieure sur une indication de coxarthrose primitives ont été

opérés par le même opérateur et ont été inclus entre J10 et J21 postopératoire.

Le GRPFS a suivi le protocole de rééducation sur une plateforme de force AccuGait™ (AMTI™, Watertown, États-Unis), avec le logiciel BalanceTrainer™ (AMTI™, Watertown, États-Unis). Le protocole de trois séances de trente minutes par semaine est présenté en **Annexe 1**. Les exercices proposés, croissants en difficulté ont été des maintiens statiques, des déplacements médio-latéraux et antéro-postérieurs ainsi que des poursuites de cibles dans toutes les directions.

Le GARD a débuté le protocole d'auto-rééducation entre J10 et J21 postopératoires et a duré trois semaines (six jours par semaine avec trente minutes par séance). La première séance a été réalisée avec un masseur-kinésithérapeute s'assurant de la bonne compréhension des consignes et remettant le livret comprenant les exercices, leurs progressions et posologies. En plus des exercices, les patients ont été incités à pratiquer trente minutes de marche par jour. Les activités physiques réalisées en complément ont été recensées. Un suivi téléphonique a été réalisé deux fois par semaine pour évaluer l'observance au programme à l'aide d'un questionnaire. Le protocole et le questionnaire sont présentés en **Annexe 2**.

Le GCPTH a eu pour seule consigne de marcher le plus souvent possible.

La plateforme de force AccuGait™ a été utilisée avec le logiciel BalanceClinic™ (AMTI™, Watertown, États-Unis version 1.4.2) pour réaliser les évaluations à l'issue du protocole de rééducation, soit entre J45 et J60 postopératoires pour tous les sujets opérés.

Les mesures stabilométriques étaient composés de quatre tests : deux tests statiques bipodaux de cinquante secondes les Yeux Ouverts puis Fermés puis un test unipodal Droit et Gauche d'une durée de quinze secondes en condition Yeux Ouverts. Les données suivantes étaient collectées :

- X_{Ampl} : amplitude de déplacement du Centre de Pression en centimètre (cm) selon l'axe médio-latéral et reflétant la force des muscles abducteurs de la hanche ;
- Y_{Ampl} : amplitude de déplacement du Centre de Pression en centimètre (cm) selon l'axe antéro-postérieur et reflétant l'activité des muscles de la chaîne antérieure et de la chaîne postérieure ;
- Longueur : longueur parcourue en centimètre (cm) par le Centre de Pression pendant l'enregistrement et estimant la dépense énergétique pour la régulation de la posture orthostatique ;
- V_{Moy} : vitesse moyenne du Centre de Pression, en centimètre par seconde ($cm.s^{-1}$). Plus ces valeurs sont élevées, plus la consommation d'énergie nécessaire au maintien de la posture orthostatique est importante ;
- Ellipse : correspond à la surface de l'ellipse en centimètre carré (cm^2) contenant 95 % des projections du Centre de Pression durant l'enregistrement et représentant le déplacement du Centre de Pression pendant l'enregistrement. Plus l'ellipse est grande, moins le sujet est stable.

Le membre inférieur dominant ou « d'appel » a également été déduit pour chaque sujet au moyen d'un test fonctionnel (premier pied avancé après un déséquilibre antérieur) permettant de déterminer :

- Hanche d'Appel ou Non d'Appel pour le GC55-80 ;
- Hanche d'Appel Opérée ou Hanche Non d'appel Opérée pour les GRPTH, GRPFS et GARD.

Cette caractérisation a permis de comparer les membres inférieurs en supprimant les variations stabilométriques liées à la dominance du membre inférieur.

2.1.3 Résultats

Les figures et tableaux relatifs aux résultats de cette étude sont présentés dans l'article publié dans la revue *Orthopaedics & Traumatology: Surgery & Research*, à partir de la page 84.

Les patients du groupe GARD ont réalisé plus de 50% des exercices, soit cinq exercices sur neuf sur chaque semaine de protocole. Pour le GRPFS, quatorze des seize patients ont terminé le protocole. Les deux abandons correspondent à un patient n'ayant plus de moyen de transport pour se rendre à la clinique pour réaliser la rééducation et un patient douloureux. Ces patients ont été exclus de l'étude.

Concernant les évaluations stabilométriques en bipodal, aucune différence significative n'était observée entre les groupes, sauf entre le

GC55-80 et le GCPTH où une augmentation du cout énergétique de la posture orthostatique était observée pour les GCPTH en condition Yeux Ouverts. Une augmentation significative de la Longueur ($p=0,01$ avec $73,71\pm 9,99$ cm pour les GC55-80 contre $90,57\pm 20,00$ cm pour les GCPTH) et de la V_{Moy} ($p=0,01$ avec $1,47\pm 0,19$ $cm.s^{-1}$ pour le GC55-80, contre $1,81\pm 0,40$ $cm.s^{-1}$) était observée.

Les mêmes résultats étaient retrouvés en condition Yeux Fermés pour Longueur ($p=0,03$ avec $99,43\pm 37,29$ cm pour les GC55-80 contre $121,48\pm 36,71$ cm pour les GCPTH) et de la V_{Moy} ($p=0,03$ avec $1,98\pm 0,74$ $cm.s^{-1}$ pour le GC55-80, contre $2,42\pm 0,73$ $cm.s^{-1}$). Ces résultats mettaient en évidence une augmentation du coût énergétique lié au maintien de la posture statique érigée dans les deux conditions. Ces différences n'étaient pas observées pour le GARD et le GRPFS, qu'ils soient comparés entre eux ou avec les deux groupes contrôles.

En unipodal, les sujets du GARD et GRPFS étaient comparés aux sujets GCPTH et aux GC55-80, puis comparés entre eux selon les modalités rééducatives. Le GARD présentait des résultats significativement meilleurs lorsque la hanche non d'appel est opérée sur trois paramètres : la Longueur ($60,37\pm 2,41$ cm ; $p=0,04$), l'Ellipse ($7,14\pm 0,06$ cm ; $p=3.10^{-4}$), et la V_{Moy} ($6,04\pm 0,24$ $cm.s^{-1}$; $p=0,04$) étaient significativement inférieures par rapport au GC55-80 signifiant également un moindre cout énergétique pour le maintien de l'appui unipodal et une meilleure stabilité unipodale. Lorsque la hanche d'appel était opérée, le GRPFS présentait de meilleurs résultats sur trois paramètres. Le X_{Ampl} ($2,57\pm 0,6$ cm ; $p=0,02$), le Y_{Ampl} ($2,86\pm 0,88$ cm ; $p=3,49.10^{-3}$), et l'Ellipse ($6,44\pm 3,39$ cm^2 ; $p=1,47.10^{-3}$) étaient

significativement inférieurs par rapport au GCPTH. Il n'existait pas de différence significative entre les patients GARD, GRPFS et les GCPTH lorsque la hanche d'appel était celle opérée. Lorsque la hanche non d'appel était opérée, le GARD présente de meilleurs résultats que le GCPTH. En effet, la Longueur ($60,37 \pm 2,41$ cm, $p=0,03$) et la V_{Moy} ($6,04 \pm 0,24$ cm.s⁻¹, $p=0,03$) étaient significativement inférieures par rapport au GCPTH. Cette différence n'était pas retrouvée dans le GRPFS. Il n'existait pas de différence entre le GARD et le GRPFS sauf pour l'Ellipse ($p=0,04$) lorsque la hanche d'appel était opérée, où les résultats étaient meilleurs pour le GRPFS : $10,45 \pm 3,58$ cm² pour le GARD contre $6,44 \pm 3,39$ cm² pour le GRPFS, signifiant une meilleure stabilité unipodale. Aucune différence significative n'était retrouvée entre le GARD et le GRPFS lorsque la hanche non d'appel était opérée.

2.1.4 Discussion

Notre hypothèse suggérant que les deux types rééducations normaliseraient les paramètres stabilométriques entre J45 et J60 a été vérifiée. En effet, en bipodal, aucun paramètre stabilométrique des sujets rééduqués et auto-rééduqués ne différaient du GC55-80. Les deux protocoles de rééducation ont donc permis de rétablir les paramètres stabilométriques bipodaux, alors que les GCPTH présentaient des déficits par rapport au GC55-80.

Selon Van Driessche *et al.* [1], les patients porteurs de Prothèse Totale de Hanche opérés par Voie Postérieure et non rééduqués présentent à

J45 des altérations des paramètres bipodaux par rapport à des sujets asymptomatiques. Notre étude confirme donc cette tendance.

Néanmoins, en unipodal, lorsque les groupes de rééducation étaient comparés avec le GCPTH, seulement deux paramètres étaient significativement meilleurs dans le GARD lorsque la hanche non d'appel était opérée (Longueur : $p=0,03$ et V_{Moy} : $p=0,03$). Le manque de résultat significatif peut s'expliquer par le fait que trier les hanches en fonction du membre dominant réduit la taille de l'échantillon et ainsi la significativité des résultats. Un échantillon de patients plus grand permettrait de répondre à cette limite. Le GRPFS présentait un X_{Ampl} ($p=0,02$), Y_{Ampl} ($p=3,49.10^{-3}$) et une Ellipse ($p=1,47.10^{-3}$) significativement meilleurs que le GC55-80 lorsque la hanche d'appel était la hanche opérée. Pour le GARD, il présentait des résultats significativement meilleurs sur la Longueur ($p=0,04$), l'Ellipse ($p=3,00.10^{-4}$) et la V_{Moy} ($p=0,04$) par rapport au GC55-80 lorsque la hanche non d'appel était opérée. Autrement dit, les patients rééduqués ont obtenu de meilleurs résultats que les patients asymptomatiques de la même tranche d'âge, et ce, seulement quarante-cinq jours après leur opération. Ce dernier résultat apporte un argument en faveur de la rééducation, permettant ainsi d'améliorer les paramètres posturaux de patients porteurs d'une Prothèse Totale de Hanche. Pour Judge *et al.* [10], l'équilibre unipodal dépend notamment de la force de l'éventail fessier. Même si la présente étude n'inclue pas de mesures de force, on peut supposer que celle-ci a progressé avec la rééducation et l'auto-rééducation, au regard de l'amélioration du X_{Ampl} , V_{Moy} , Longueur et Ellipse. L'analyse statistique montre que les résultats n'étaient pas influencés par la rééducation suivie. En bipodale, il n'existait pas de différence significative entre GARD

et GRPFS. Il en est de même pour la station unipodale où un seul résultat était significativement meilleur dans le GRPFS. ***La rééducation spécifique de l'équilibre supervisée sur plateforme de force est aussi efficace qu'une rééducation conduite à domicile.***

La rééducation sur plateforme de force s'inscrivait dans la volonté de proposer une rééducation spécifique de l'équilibre. Ce dernier point ne s'est pas vérifié.

L'auto-rééducation à domicile apparaît être une méthode viable et efficace si elle est supervisée. En effet, l'adhésion joue un rôle essentiel dans la réussite d'un protocole d'auto-rééducation à domicile. Pour Sashika *et al.* [11] il s'agit d'ailleurs du facteur le plus important. Dans le but de favoriser cette adhésion des patients à réaliser le protocole, un suivi téléphonique standardisé de deux appels par semaine a été réalisé. De plus, les exercices augmentaient en difficulté chaque semaine de manière à s'adapter à la progression des patients. Lors de la présente étude, 100% des patients ayant fini le protocole rapportent avoir réalisé plus de 50% des exercices, ce qui selon la littérature est considérée comme une bonne adhésion au programme [12,13].

Cette étude comporte plusieurs limites. L'étude évalue uniquement les progrès sur des paramètres posturaux ne présageant en rien de l'amélioration de paramètres cinématiques plus fonctionnels telle que la marche. La normalisation des paramètres observés n'est valable que sur la période des évaluations. Nous n'avons pas effectué de suivi à distance. Il est ainsi impossible de juger la persistance des résultats à long terme. Le type de rééducation proposé à domicile dans cette étude n'est actuellement pas reconnu dans la Nomenclature Générale des Actes

Professionnels du Masseur-Kinésithérapeute par la Caisse Primaire d'Assurance Maladie en France. Cette limite n'existe cependant pas dans d'autres pays. Néanmoins, nous avons choisi d'évaluer des modalités rééducatives centrées sur des objectifs précis. **Les résultats préliminaires obtenus sont encourageants et mettent en évidence un intérêt certain de la rééducation des troubles de l'équilibre statique, soit à domicile en auto-rééducation soit sur plateforme de force.** Nous avons choisi de renseigner le caractère dominant du membre inférieur pour les tests unipodaux. Nous n'avons cependant pas comparé les membres inférieurs dominants et non dominants chez le GC55-80 ou évalué l'impact de l'Arthroplastie Totale de Hanche sur le côté dominant ou non, car cela ne répondait pas à l'objectif de l'étude. Trier les membres inférieurs en fonction de leur dominance permet de s'affranchir de l'impact de la latéralité sur les paramètres unipodaux. Il est cependant possible qu'opérer un membre dominant ou non dominant n'aboutisse pas aux mêmes résultats stabilométriques et donc impose la mise en place d'un protocole de rééducation sur plateforme de force adapté en ce sens. Cet élément pourrait faire l'objet d'un prochain travail. Concernant les types d'implants utilisés, il existe des différences entre les trois groupes et au sein des trois groupes. Cependant nous pensons que cela n'altère pas les résultats pour plusieurs raisons. Premièrement, toutes les tiges étaient droites, quadrangulaires et sans ciment. Ensuite, l'offset fémoral a été restauré. Il existe des différences entre les sujets au niveau des cotyles implantés (double mobilité et alumine). Il n'est pas impossible que les cotyles à double mobilité influencent favorablement la stabilité de la hanche. Néanmoins cela ne semble pas affecter nos résultats dans la mesure où le groupe rééduqué avec le plus de cotyles

à double mobilité (GRPFS) ne présentait pas de meilleurs résultats par rapport à l'autre. Enfin, concernant la taille d'effectif, celle-ci reste faible du fait des nombreux critères d'exclusions. La puissance statistique fixée reste cependant conservée sauf pour un des groupes (GARD).

2.1.5 Conclusions et perspectives

Ce premier travail de thèse apporte des éléments en faveur d'une rééducation plus intensive que la seule marche afin de s'opposer aux déficits posturaux et ainsi permettre une restitution des capacités posturales. Les deux protocoles de rééducation en phase postopératoire précoce d'une Arthroplastie Totale de Hanche par Voie Postérieure normalisent les paramètres stabilométriques bi et unipodaux. Nous préconisons ainsi la mise en place précoce d'un programme d'auto-rééducation à domicile ou une rééducation sur plateforme de force en fonction des capacités du patient. Il convient de noter que ce protocole a été mis en place dans un premier temps chez des sujets opérés par Voie Postérieure. Nous projetons d'évaluer son intérêt pour les deux autres voies d'abord (Voie Antérieure et Voie de Röttinger). Il existe des preuves dans la littérature en faveur d'une réversibilité potentielle des Infiltrations Graisseuse Musculaire à la suite de protocoles de rééducation basés sur du renforcement musculaire [14,15]. Les deux protocoles de rééducation présentés ici tendent à normaliser les paramètres stabilométriques de patient après une Arthroplastie Totale de Hanche. La fonction musculaire étant corrélée avec certaines données stabilométriques, on peut supposer une amélioration de cette dernière

même si elle n'a pas été évalué dans cette étude. Une des perspectives de ce travail pourrait être d'évaluer la force musculaire et l'évolution de l'Infiltration Graisseuse Musculaire à la suite des deux protocoles rééducatifs proposés.

Après avoir proposé une prise en charge des troubles posturaux constatés dans les abords mini-invasifs, la partie suivante de cette thèse s'attachera à mettre en évidence la présence d'altérations des paramètres d'Analyse Quantifiée de la Marche en postopératoire d'une Arthroplastie Totale de Hanche par Voie Antérieure puis par Voie de Röttinger par rapport à des sujets asymptomatiques, au-delà d'un an postopératoire.

2.1.6 Bibliographie Partie 2.1

- [1] Van Driessche S, Billuart F, Martinez L, Brunel H, Guiffault P, Beldame J, et al. Short-term comparison of postural effects of three minimally invasive hip approaches in primary total hip arthroplasty: Direct anterior, posterolateral and Röttinger. *Orthop Traumatol Surg Res* 2016;102:729–34. <https://doi.org/10.1016/j.otsr.2016.05.003>.
- [2] Bernard J, Razanabola F, Beldame J, Van Driessche S, Brunel H, Poirier T, et al. Electromyographic study of hip muscles involved in total hip arthroplasty: Surprising results using the direct anterior minimally invasive approach. *Orthop Traumatol Surg Res* 2018;104:1137–42. <https://doi.org/10.1016/j.otsr.2018.03.013>.

- [3] Cailleaud M, Lalevée M, Matsoukis J, Beldame J, Masse M, Billuart F, et al. Fatty muscle infiltration of the hip lateral rotator muscles following direct anterior minimally invasive total hip arthroplasty. *Orthopaedics & Traumatology: Surgery & Research* 2020;106:1515–21. <https://doi.org/10.1016/j.otsr.2020.06.020>.
- [4] Billuart F, Lalevée M, Brunel H, Van Driessche S, Beldame J, Matsoukis J. MRI assessment of minimally invasive anterolateral approaches in total hip arthroplasty. *Orthop Traumatol Surg Res* 2022:103356. <https://doi.org/10.1016/j.otsr.2022.103356>.
- [5] Lalevée M, Matsoukis J, Beldame J, Brunel H, Billuart F, Van Driessche S. MRI assessment of piriformis-sparing posterior approach in total hip arthroplasty. *Orthop Traumatol Surg Res* 2021:103085. <https://doi.org/10.1016/j.otsr.2021.103085>.
- [6] Lalevée M, Curado J, Matsoukis J, Beldame J, Brunel H, Van Driessche S, et al. Comparative MRI assessment of three minimally invasive approaches in total hip arthroplasty. *Orthop Traumatol Surg Res* 2022:103354. <https://doi.org/10.1016/j.otsr.2022.103354>.
- [7] Sariali E, Klouche S, Mouttet A, Pascal-Moussellard H. The effect of femoral offset modification on gait after total hip arthroplasty. *Acta Orthop* 2014;85:123–7. <https://doi.org/10.3109/17453674.2014.889980>.
- [8] Colibazzi V, Coladonato A, Zanazzo M, Romanini E. Evidence based rehabilitation after hip arthroplasty. *Hip Int* 2020;30:20–9. <https://doi.org/10.1177/1120700020971314>.
- [9] Costa L dos SM, Lima VG de, Barros FD da SF, Pereira PA, Lima RMA, Silva AKA da, et al. Hip arthroplasty: Effective rehabilitation protocols. *Research, Society and Development*

2021;10:e45510414370–e45510414370.

<https://doi.org/10.33448/rsd-v10i4.14370>.

- [10] Judge JO, Lindsey C, Underwood M, Winsemius D. Balance improvements in older women: effects of exercise training. *Phys Ther* 1993;73:254–62; discussion 263-265.
<https://doi.org/10.1093/ptj/73.4.254>.
- [11] 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.
[https://doi.org/10.1016/s0003-9993\(96\)90111-2](https://doi.org/10.1016/s0003-9993(96)90111-2).
- [12] Barber TC, Roger DJ, Goodman SB, Schurman DJ. Early outcome of total hip arthroplasty using the direct lateral vs the posterior surgical approach. *Orthopedics* 1996;19:873–5.
- [13] Jan M-H, Hung J-Y, Lin JC-H, Wang S-F, Liu T-K, Tang P-F. Effects of a home program on strength, walking speed, and function after total hip replacement. *Arch Phys Med Rehabil* 2004;85:1943–51.
<https://doi.org/10.1016/j.apmr.2004.02.011>.
- [14] Koch K, Semciw AI, Commean PK, Hillen TJ, Fitzgerald GK, Clohisy JC, et al. Comparison between movement pattern training and strengthening on muscle volume, muscle fat, and strength in patients with hip-related groin pain: An exploratory analysis. *J Orthop Res* 2022;40:1375–86. <https://doi.org/10.1002/jor.25158>.
- [15] Taaffe DR, Henwood TR, Nalls MA, Walker DG, Lang TF, Harris TB. Alterations in muscle attenuation following detraining and retraining in resistance-trained older adults. *Gerontology* 2009;55:217–23. <https://doi.org/10.1159/000182084>.



Contents lists available at ScienceDirect

Orthopaedics & Traumatology: Surgery & Research

journal homepage: www.elsevier.com



Original article

Stabilometric assessments of two rehabilitation protocols on postural parameters after posterior total hip arthroplasty: A prospective randomized comparative study

Lucas Martinez ^a, Nathalie Noé ^a, Hermann Simon ^a, Julien Beldame ^b, Jean Matsoukis ^c, Helena Brunel ^a, Stéphane Van Driessche ^d, Fabien Billuart ^{a,e,*}

^a Laboratoire d'analyse du mouvement, institut de formation en Masso-Kinésithérapie Saint-Michel, 68, rue du commerce, 75015 Paris, France

^b Clinique Mégval, 1328, avenue de la Maison-Blanche, 76550 Saint-Aubin-sur-Scie, France

^c Département de chirurgie orthopédique, groupe hospitalier du Havre, BP24, 76083 Le Havre cedex, France

^d Clinique de Montargis, 46, rue de la Quintaine, 45200 Montargis, France

^e Unité de recherche ERPIAN, UR 20201, UVSQ, France

ARTICLE INFO

Article history:

Received 4 May 2021
Accepted 28 September 2021
Available online xxx

Keywords:

Total hip arthroplasty
Rehabilitation
Postural parameters
Stabilometric platform
Self-directed rehabilitation

ABSTRACT

Introduction: After total hip arthroplasty (THA), patients continue to have muscular, functional and postural deficits. The literature seems to support the use of postoperative rehabilitation, especially self-directed programs. However, there is no set protocol for the management of postural disorders. Therefore, the purpose of this study was to compare postural parameters of a group of patients who underwent posterior THA followed by 2 different types of rehabilitation (stabilometric platform (SP) and home-based self-directed protocols) with a control group of operated patients who did not undergo rehabilitation and a control group of age-matched asymptomatic subjects.

Hypothesis: We hypothesized that rehabilitation would normalize the stabilometric parameters.

Patients and Methods: A total of 67 subjects were enrolled in this study (mean age 67.85 ± 1.22 years) and divided into 4 groups. Forty-one of these subjects had undergone a posterior THA were randomly assigned between D10 and D21 to one of the following 3 groups: no rehabilitation control group (THACG = 14), supervised rehabilitation with a stabilometric platform group (RSPG = 16), and a self-directed home-based rehabilitation group (SDHRG = 11). The 4th group was a control group made up of 26 age-matched asymptomatic nonoperated subjects (CG55-80). These rehabilitation protocols lasted 3 weeks. At the end of the 3 weeks, the groups performed the same stabilometric single leg and double leg stance tests (considering lower limb dominance) on an SP.

Results: No significant differences were observed between groups in the bipedal stance, except between the CG55-80 and the THACG, where a higher energy expenditure was observed in the THACG during the static stance with eyes open (EO) and eyes closed (EC): increase in the path length (P_{length}) covered by the center of pressure (COP) (EO: $p = 01$; EC: $p = 03$) and the average velocity (V_{avg}) of the COP (EO: $p = 01$; EC: $p = 03$). These differences were not observed in the SDHRG and RSPG whether they were compared with one another or with both control groups. In the unipedal stance, subjects in the RSPG and SDHRG showed greater muscle activity in the anterior and posterior chains and hip abductors, and used less energy to maintain the stance than those in the CG55-80, regardless of lower limb dominance: decrease in the mediolateral range of COP displacement (X_{range}) (hip abductor muscles) ($p = 02$) and anteroposterior range of COP displacement (Y_{range}) (anterior and posterior chains) ($p = 3.49 \cdot 10^{-3}$), 95% confidence ellipse area (E_{area}) of COP data ($p = 1.47 \cdot 10^{-3}$), P_{length} ($p = 04$) and V_{avg} ($p = 04$). The RSPG had a smaller E_{area} than the SDHRG ($p = 04$), demonstrating a better postural stability during the unipedal stance performed on the dominant operated leg.

Abbreviations: THA, Total hip arthroplasty; SP, Stabilometric platform; COP, Center of pressure.

* Corresponding author at: Laboratoire d'analyse du mouvement, institut de formation en masso-kinésithérapie Saint-Michel, 68, rue du commerce, 75015 Paris, France.
E-mail address: f.billuart@ifmk.fr (F. Billuart).

<https://doi.org/10.1016/j.otsr.2021.103174>
1877-0568/© 2021 Elsevier Masson SAS. All rights reserved.

Discussion: Our results were consistent with the literature on the benefits of rehabilitation after THA, thus confirming our hypothesis that rehabilitation normalized stabilometric parameters between D31–D45, depending on the subjects. These results provide new information regarding rehabilitation techniques to be implemented postoperatively after a THA. A home-based self-directed rehabilitation program is just as effective as an SP program in managing postural disorders.

Level of Evidence: II; randomized controlled trial with low statistical power.

© 2021 Elsevier Masson SAS. All rights reserved.

1. Introduction

THA is also indicated for younger and more active individuals who complain of pain and limited range of motion [1]. This phenomenon has led to modifications of the surgical techniques and intraoperative care [2–5]. A successful surgical procedure is mainly characterized by improved functional scores such as the WOMAC (Western Ontario and McMaster Universities Arthritis Index) and Harris Hip Score [6]. However, patients still present reduced walking ability, pain, weakness of the periarticular hip muscles [7,8], motor deficits [9] and static balance disorders [10–12] after surgery.

The literature seems to support postoperative rehabilitation [13–15], and particularly self-directed protocols, despite the current trend toward earlier home discharges and decreases in postoperative rehabilitation prescriptions [3–5,16–18]. Self-directed rehabilitation appears to be effective [8,13,15,19,20], even if its impacts on static balance have never been studied. These are important to study because, according to Van Driessche et al. [11], there is a significant deterioration of postural parameters 45 days after surgery. They reported a deterioration of postural parameters after THA that was marked by either an increased displacement of the center of pressure (COP) or asymmetry in weight bearing.

The purpose of this study was to compare, from D45 onwards, the postural parameters of patients who had undergone a posterior THA followed by 2 different types of rehabilitation (stabilometric platform (SP) and home-based self-directed protocols) with a control group of operated patients who did not undergo rehabilitation and a control group of age-matched asymptomatic subjects. By comparing the stabilometric parameters of the 2 rehabilitation groups with both control groups, we hypothesized that both study protocols would normalize postural parameters compared to the group of age-matched asymptomatic subjects.

2. Patients and methods

2.1. Patients

Data were collected between April 2014 and April 2015. A total of 67 volunteers were divided into 4 groups (Table 1). There were 2 control groups: a group of asymptomatic subjects between the ages of 55 and 80 (CG55–80, $n = 26$) with no hip pain or functional limitations (recruited through an advertisement posted at the Clinique Montargis) and a group of patients who had undergone a posterior THA with no rehabilitation (THACG, $n = 14$) (Fig. 1).

All operated patients in the study groups were randomly assigned to either the THACG, the rehabilitation with an SP Group (RSPG, $n = 16$) or the self-directed home-based rehabilitation group (SDHRG, $n = 11$) (Fig. 1).

All patients who underwent a THA were operated at the Clinique Montargis by the same experienced surgeon (SVD) who only performs this type of procedure through a minimally invasive posterior approach and has performed at least 2,000 posterior THAs. All operated subjects were assessed preoperatively with a WOMAC questionnaire [21] (Table 1).

2.2. Methods

The inclusion criteria for operated subjects were the completion of a simple randomization (using a random number table) performed between D10 and D21 after surgery and the indication of THA for primary coxarthrosis, which was diagnosed by radiologic and clinical examinations. The inclusion criteria for asymptomatic control subjects were an age between 55 and 80 years old, a body mass index (BMI) $< 35 \text{ kg/m}^2$ and the ability to stand on one leg without assistance.

The exclusion criteria for operated subjects were: revision THA, congenital hip dislocation or episodes of hip dislocation after the procedure, THA on the contralateral side performed less than 5 years ago, knee arthroplasty regardless of the side, and infectious or thromboembolic complications following the THA. We also excluded patients with musculoskeletal disorders of less than 6 months, visual disturbances, neurologic, vestibular, cardiovascular, respiratory, cognitive and psychiatric disorders, and alcohol or drug use within the last 24 hours (exclusion criteria also shared by the CG55–80).

The following prosthetic materials were used in all operated subjects: cementless, Corail®-like, quadrangular stems with standard or lateralized offset and 2 types of acetabular component (standard or dual mobility cup). All stems were combined with either a 28, 32 or 36 mm diameter alumina head (Table 1).

The moment arms of the hip stabilization muscles were restored ($\Delta \leq 5 \text{ mm}$, compared to preoperative measurements taken with OrthoView™, Materialise™, Belgium) in all 3 groups. The piriformis muscle was spared during exposure, the capsule was sutured, and the released short lateral rotators (obturator internus and externus) were left unsutured.

The same postoperative care protocol was put in place: medical treatments, nursing care several times daily, no orthoses, patients allowed to stand up on D1 or D2 postoperatively with full-weight bearing using either 2 forearm crutches or a walker, and immediate resumption of walking. The average hospital stay was 3 days (between 1 and 5 days).

The rehabilitation protocol followed by the RSPG was performed on an AccuGait™ 50 Hz SP (AMTI™, Watertown, MA, USA) with Balance Trainer™ (version 1.4.1) software (AMTI™, Watertown, MA, USA). This 3-week protocol, which was performed under the supervision of a physiotherapist, was started between D10 and D21 postoperatively. The exercise regimen of 30-minute sessions 3 times per week (Annex 1) increased in difficulty and included static holds, mediolateral and anteroposterior movements and multidirectional target tracking tasks. All these exercises were performed with visual biofeedback. Each patient had a tailored rest period between each exercise.

The SDHRG started their 3-week self-directed rehabilitation protocol between D10 and D21 postoperatively with 30-minute sessions 6 days a week (Annex 2). The first session was supervised by a physiotherapist who made sure that patients understood the instructions and distributed individual exercise booklets, which included exercise progression and regimen. Patients were also

Table 1

Characteristics of the 4 groups.

	Control group 55–80 years old Mean ± SD (min–max)	No rehabilitation control group Mean ± SD (min–max)	Rehabilitation on SP group Mean ± SD (min–max)	Self-directed home-based rehabilitation group Mean ± SD (min–max)	p values
Number	26	14	16	11	
Age (a)	66.65 ± 5.99 (57–79)	69.64 ± 5.77 (59–80)	69.33 ± 7.44 (58–79)	68.43 ± 11.47 (55–78)	Δ; Ω; #; †; ‡; ◊
Sex (M/F)	6 M/20 F	7 M/7 F	5 M/9 F	6 M/5 F	Δ; Ω; #; †; ‡; ◊
Height (m)	1.66 ± 0.09 (1.60–1.90)	1.67 ± 0.11 (1.52–1.80)	1.69 ± 0.08 (1.61–1.89)	1.64 ± 0.05 (1.60–1.82)	Δ; Ω; #; †; ‡; ◊
Weight (kg)	68.12 ± 12.52 (50–100)	80.79 ± 19.03 (56–109)	76.67 ± 12.74 (63–98)	73.67 ± 16.77 (65–93)	Ω; #; †; ‡; ◊
BMI (kg/m ²)	24.44 ± 2.63 (19.81–30.86)	28.86 ± 4.47 (21.83–33.75)	27.19 ± 6.13 (24.89–31.17)	27.33 ± 4.62 (25.39–32.60)	Ω; #; †; ‡; ◊
Operated side (L/R)	0	7 L/7 R	7 L/9 R	8 L/3 R	†; ‡; ◊
Preoperative WOMAC (/100)[21]	0	61.21 ± 13.35 (60–67)	62.5 ± 3.18 (58–67)	67.18 ± 3.82 (60–74)	‡; ◊
Femoral stem (type, model, number of patients)	0	Cementless EVOK™: 11 Targos™: 1 SAMBA™: 2	Cementless EVOK™: 1 Meije™: 15	Cementless EVOK™: 3 Targos™: 2 Meije™: 6	
Lateralized offset stem (number of patients)	0	7	8	5	†; ‡; ◊
Standard offset stem (number of patients)	0	7	8	6	†; ‡; ◊
Standard cup (number of patients)	0	8	6	5	†; ‡; ◊
Dual mobility cup (number of patients)	0	6	10	6	†; ‡; ◊
Cup size (manufacturer size)	0	46, 48, 50, 52, 54	48, 50, 52	42, 48, 50, 54, 56	†; ‡; ◊
Alumina head diameter (mm)	0	28, 32, 36.	28, 36	28, 36	†; ‡; ◊

SD: standard deviation; (min–max): minimum and maximum values in the series; y: year; BMI: body mass index; M/F: male/female; L/R: left/right; 0: no THA; mm: millimeters; SP: stabilometric platform; Δ: p > 0.05 for CG55–80 vs. THACG; Ω: p > 0.05 for CG55–80 vs. RSPG; #: p > 0.05 for CG55–80 vs. SDHRG; †: p > 0.05 for RSPG vs. SDHRG; ‡: p > 0.05 for THACG vs. SDHRG; ◊: p > 0.05 for THACG vs. RSPG.

encouraged to walk 30 minutes a day and asked to keep a record of other physical activities. A telephone follow-up with a questionnaire (Annex 1) was carried out twice a week to assess program compliance. The only instruction given to the THACG was to walk as often as possible.

2.3. Assessment methods

The AccuGait™ SP was used with Balance Clinic™ (version 1.4.2) software (AMTI™, Watertown, MA, USA).

The stabilometric measurements taken for all the study subjects (after the 3-week protocol for SDHRG and RSPG and carried out between D45 and D60 postoperatively for all operated subjects) consisted of 4 tests: 2 × 50-second bipedal static stance tests with eyes open (EO) then eyes closed (EC), followed by a 15-second, right and left unipedal stance test in the EO condition.

Subjects were asked to stand quietly barefoot on the SP, with knees extended and arms at their sides, while looking at a visual reference point (red cross) placed on the wall at eye level 2 m away (Fig. 2). The lighting (2000 lux) and sound environments were controlled. The subjects did not undergo any training before the data was recorded. The test was repeated if there was a loss of balance or a special request (rest or sound and visual disturbances). Three attempts were allowed per test. The following measurement parameters were selected (Fig. 3):

- X_{range}: range of COP displacement along the mediolateral axis (cm), reflecting the strength of the hip abductor muscles;
- Y_{range}: range of COP displacement along the anteroposterior axis (cm), reflecting the activity of the anterior and posterior chains;

- P_{length}: distance covered by the COP during the recording (cm), estimating the energy expenditure needed to control the orthostatic posture;
- V_{avg}: average velocity of the COP (cm/sec). The higher these values are, the more energy is required to hold the posture;
- E_{area}: area of the 95% confidence ellipse (cm²) of COP data during the recording and representing the COP displacement during the task. The larger the E_{area}, the less stable the subject.

Lower limb dominance was also established for each subject with a functional performance test (first foot instinctively put forward to keep balance) to determine:

- preferred and nonpreferred hip for the CG55–80;
- preferred and nonpreferred operated hip for THACG, RSPG and SDHRG.

This classification enabled us to compare lower limbs without the stabilometric variations associated with lower limb dominance.

2.4. Statistical analysis

Statistics were expressed as means and standard deviations: ranges for the quantitative variables and frequencies for the categorical variables. Nonparametric statistics were used to compare the different groups, because normal distribution of variables could not be guaranteed. Overall comparisons were performed for each variable and for each test on the stabilometric platform with a Kruskal-Wallis H test, while paired comparisons were obtained using a Mann-Whitney U test with a Monte Carlo permutation procedure [22]. The statistical significance was set at .05. A power

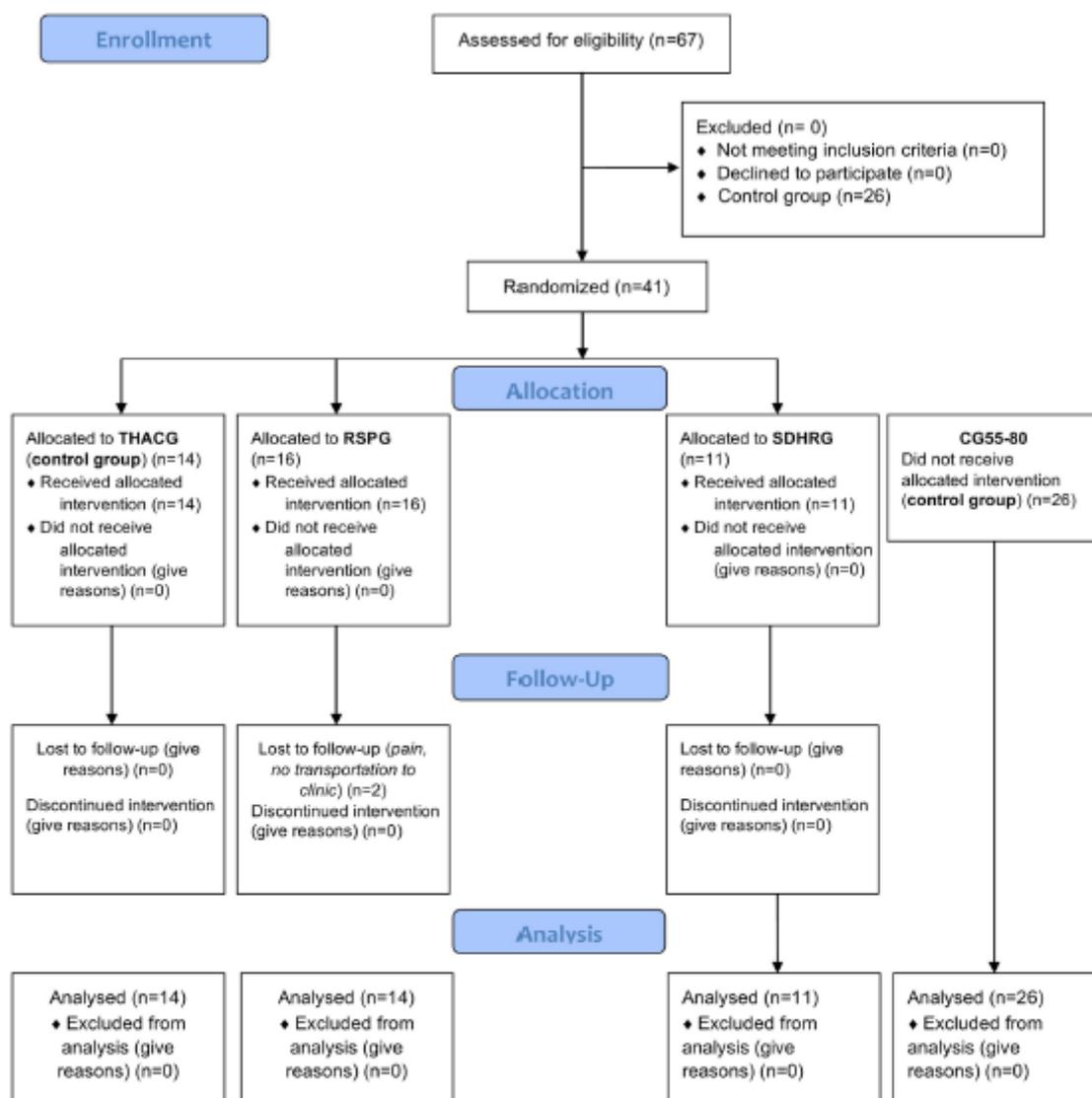


Fig. 1. Study CONSORT flow diagram. CG55-80: control group 55–80 years old; THACG: no rehabilitation control group; SDHRG: self-directed home-based rehabilitation group; RSPG: rehabilitation with an SP group.

threshold of 80% was used for this study, which required, according to the sample size calculation, 12 subjects per group. All statistical analyses were performed using R (version 2.14) software (Bell Laboratories, Murray Hill, NJ, USA).

3. Results

3.1. Group characteristics

Pairwise comparisons of groups for each of these characteristics did not reveal any significant statistical differences between them (Table 1: Δ ; Ω ; #; †; \diamond), except for the BMI ($p = 0.05$) and weight ($p = 0.04$) when comparing CG55-80 with THACG (Table 1). Two patients in the THACG group had a higher weight than the rest of the sample, thus increasing the mean of their group and impacting the BMI. A significant difference was also observed in the WOMAC results ($p = 0.05$) between RSPG and SDHRG. This was because 1 of the patients in the RSPG group had a low WOMAC score

(58), which decreased the mean of their group. Finally, the operated groups were homogeneous in terms of the prosthetic materials implanted: no differences were found regarding the distribution of the types of stem (standard or lateralized offset), types of cup (standard or dual mobility), cup size and head diameter.

3.2. Protocol compliance

All of the 11 patients in the SDHRG completed more than 50% of the exercises, i.e. 5 out of 9 of the exercises programmed for each week of the protocol (assessed with the protocol's weekly telephone follow-up questionnaire, Annex 2). Fourteen of the 16 RSPG patients completed the protocol. The 2 patients who could not complete the program (1 no longer had any means of transportation and 1 was in pain) were excluded from the study.



Fig. 2. Stabilometric assessment system: example of a unipedal balance test. Subjects step onto the platform barefoot and stand, quietly, with their knees extended and arms along their sides, looking at a visual marker (red cross) placed on the wall 2 m away.

3.3. Results of the rehabilitation protocols on the bipedal parameters

All subjects successfully passed the 2 bipedal stance tests. These results are summarized in Table 2. The pairwise comparisons between groups (Table 3) showed that there were no significant differences between the groups of operated patients (THACG, SDHRG and RSPG) no matter the parameter studied or the EO or EC condition. The comparison between CG55-80 and THACG showed that the stabilometric parameters deteriorated in the THACG when subjects performed the tasks with EO: significant increase in P_{length} ($p=01$), with 73.71 ± 9.99 cm (min: 69.44 cm-max: 97.02 cm) for CG55-80 vs. 90.57 ± 20.00 cm (min: 88.00 cm-max: 110.34 cm) for THACG, and V_{avg} ($p=01$) with 1.47 ± 0.19 cm/sec (min: 1.03 cm/sec-max: 2.24 cm/sec) for CG55-0 vs. 1.81 ± 0.40 cm/sec (min: 1.34 cm/sec-max: 1.99 cm/sec). The same results were found in the EO condition for P_{length} ($p=03$), with 99.43 ± 37.29 cm (min:

80.67 cm-max: 104.23 cm) for CG55-80 vs. 121.48 ± 36.71 cm (min: 102.34 cm-max: 115.67 cm) for THACG, and V_{avg} ($p=03$) with 1.98 ± 0.74 cm/sec (min: 1.45 cm/sec-max: 3.07 cm/sec) for CG55-80 vs. 2.42 ± 0.73 cm/sec (min: 1.31 cm/sec-max: 2.69 cm/sec). These results demonstrated that more energy was required to maintain a static erect posture in both conditions. These significant differences were not observed in SDHRG or RSPG with EO and EC when compared with CG55-80.

3.4. Results of the rehabilitation protocols on the unipedal parameters

To assess the impact of the preferred hip, we classified them as "preferred operated hip" and "nonpreferred operated hip." SDHRG and RSPG subjects were compared with those in the THACG and CG55-80, and then compared with one another according to the rehabilitation modalities (Table 4). The SDHRG had significantly better results for 3 parameters when the nonpreferred hip was operated: P_{length} (60.37 ± 2.41 cm, min: 54.57 cm-max: 67.69 cm [$p=04$]), E_{area} (7.14 ± 0.06 cm², min: 5.24 cm²-max: 6.01 cm² [$p=3.10 \cdot 10^{-4}$]), and V_{avg} (6.04 ± 0.24 cm/sec, min: 5.56 cm/sec-max: 6.18 cm/sec [$p=04$]) were significantly lower than the CG55-80 (Table 4). Moreover, these findings also meant that subjects in the SDHRG used less energy to hold the unipedal stance and had better unipedal postural stability. The RSPG had better results for 3 parameters when the preferred hip was operated: X_{range} (2.57 ± 0.66 cm, min: 2.00 cm-max: 3.21 cm [$p=02$]), Y_{range} (2.86 ± 0.88 cm, min: 1.88 cm-max: 4.34 cm [$p=3.49 \cdot 10^{-3}$]), and E_{area} (6.44 ± 3.39 cm², min: 4.09 cm²-max: 6.02 cm² [$p=1.47 \cdot 10^{-3}$]) were significantly lower than the THACG (Table 4). There were no significant differences between SDHRG, RSPG, and THACG when the preferred hip was operated. The SDHRG had better results than the THACG when the nonpreferred hip was operated: P_{length} (60.37 ± 2.41 cm, min: 54.57 cm-max: 67.69 cm [$p=03$]) and the V_{avg} (6.04 ± 0.24 cm/sec, min: 5.56 cm/sec-max: 6.18 cm/sec [$p=03$]) were significantly lower than the THACG. This difference was not observed in the RSPG (Table 4). There were no differences between the SDHRG and the RSPG when the preferred hip was operated, except for better RSPG results for the E_{area} ($p=04$): 10.45 ± 3.58 cm² (min: 7.23 cm²-max: 14.03 cm²) for the SDHRG vs 6.44 ± 3.39 cm² (min: 4.09 cm²-max: 6.02 cm²) for the RSPG, which meant they had better unipedal postural stability. No significant differences were found between SDHRG and RSPG when the nonpreferred hip was operated (Table 4).

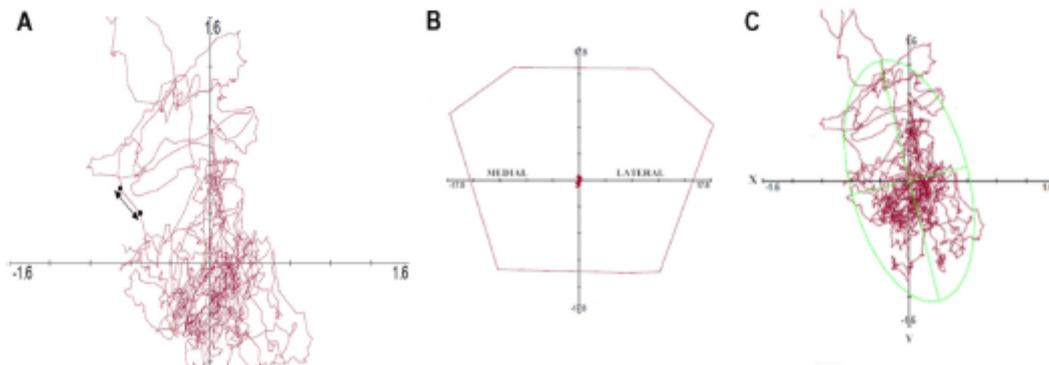


Fig. 3. Representation of the different stabilometric parameters. A. P_{length} : corresponds to the sum of the distances between 2 successive COP positions (black dots). B. Base of support with anteroposterior and mediolateral axes. C. 95% ellipse area.

Table 2

Stabilometric data for the 4 groups in the bipedal stance tests with eyes open and eyes closed.

Test conditions	Control group 55–80 years old Mean ± SD (min–max)		No rehabilitation control group Mean ± SD (min–max)		Self-directed home rehabilitation group Mean ± SD (min–max)		Rehabilitation on SP group Mean ± SD (min–max)	
	EO	EC	EO	EC	EO	EC	EO	EC
X _{range} (cm)	1.48 ± 0.53 (0.80–2.37)	1.63 ± 0.58 (1.02–2.87)	1.39 ± 0.45 (0.89–2.32)	1.53 ± 0.71 (1.45–3.21)	1.44 ± 0.71 (0.92–2.38)	1.86 ± 1.69 (1.01–3.56)	1.63 ± 0.94 (1.09–2.47)	1.36 ± 0.74 (1.89–2.34)
Y _{range} (cm)	2.60 ± 0.68 (1.45–4.28)	3.10 ± 0.93 (2.56–3.89)	2.84 ± 0.67 (1.40–4.42)	3.23 ± 0.77 (2.19–4.01)	2.65 ± 0.75 (1.56–6.27)	3.41 ± 1.49 (2.98–4.54)	2.82 ± 0.84 (1.39–4.26)	2.91 ± 0.99 (2.00–5.39)
P _{length} (cm)	73.71 ± 9.99 (69.44–97.02)	99.43 ± 37.29 (80.67–104.23)	90.57 ± 20.00 (88.00–110.34)	121.48 ± 36.71 (102.34–115.67)	78.48 ± 10.48 (75.73–99.44)	107.39 ± 35.5 (73.40–119.87)	93.55 ± 39.55 (77.51–126.10)	119.68 ± 37.17 (104.19–134.12)
V _{avg} (cm/sec)	1.47 ± 0.19 (1.03–2.24)	1.98 ± 0.74 (1.45–3.07)	1.81 ± 0.40 (1.34–1.99)	2.42 ± 0.73 (1.31–2.69)	1.57 ± 0.21 (1.26–1.98)	2.15 ± 0.71 (1.46–2.39)	1.87 ± 0.79 (1.34–1.96)	2.39 ± 0.74 (2.28–3.67)
E _{area} (cm ²)	2.53 ± 1.55 (1.87–3.22)	2.65 ± 1.16 (2.03–3.53)	2.29 ± 1.30 (1.77–3.32)	2.90 ± 2.49 (1.78–4.40)	2.98 ± 2.28 (1.95–5.33)	3.87 ± 5.22 (1.98–3.93)	2.59 ± 1.75 (2.07–3.51)	2.82 ± 2.69 (2.23–4.89)

SD: standard deviation; (min–max): minimum and maximum values of the series; EO: eyes open; EC: eyes closed; SP: stabilometric platform.

Table 3

Bipedal stance test with eyes open and eyes closed: pairwise comparisons of the different groups.

Comparisons	Eyes Open					Eyes Closed						
	THACG vs. CG55-80	SDHRG vs. CG55-80	RSPG vs. CG55-80	RSPG vs. SDHRG	THACG vs. SDHRG	THACG vs. RSPG	THACG vs. CG55-80	SDHRG vs. CG55-80	RSPG vs. CG55-80	RSPG vs. SDHRG	THACG vs. SDHRG	THACG vs. RSPG
X _{range} (cm)	.43	.76	.67	.56	.42	.09	.47	.77	.15	.34	.44	.2
Y _{range} (cm)	.28	.83	.41	.34	.69	.06	.43	.77	.77	.09	.15	.3
P _{length} (cm)	.01*	.17	.08	.16	.77	.22	.03*	.34	.05	.11	.23	.27
V _{avg} (cm/sec)	.01*	.16	.08	.44	.75	.90	.03*	.33	.05	.06	.07	.41
E _{area} (cm ²)	.79	.46	.74	.78	.92	.93	.77	.48	.87	.19	.12	.39

Vs.=versus; CG55-80: control group 55–80 years old; THACG: no rehabilitation control group; SDHRG: self-directed home-based rehabilitation group; RSPG: rehabilitation with an SP group.

* p values in bold indicate significant differences.

Table 4

Unipedal stance test results and pairwise comparison of different hips.

	X _{range} (cm) Mean ± SD (min–max)	Y _{range} (cm) Mean ± SD (min–max)	P _{length} (cm) Mean ± SD (min–max)	E _{area} (cm ²) Mean ± SD (min–max)	V _{avg} (cm/sec) Mean ± SD (min–max)
Preferred operated hip in THACG (1)	10.51 ± 10.73 (8.56–21.06)	4.66 ± 2.42 (3.81–6.28)	65.72 ± 10.11 (60.12–76.34)	6.48 ± 3.38 (4.44–8.29)	7.39 ± 1.52 (5.56–8.32)
Preferred operated hip in SDHRG (2)	3.05 ± 1.02 (2.89–6.67)	3.98 ± 1.16 (3.01–5.20)	72.38 ± 20.35 (56.03–80.89)	10.45 ± 3.58 (7.23–14.03)	7.24 ± 2.03 (5.24–9.12)
Preferred operated hip in RSPG (3)	2.57 ± 0.66 (2.00–3.21)	2.86 ± 0.88 (1.88–4.34)	62.43 ± 31.81 (58.09–91.42)	6.44 ± 3.39 (4.09–6.02)	6.24 ± 3.18 (4.21–8.34)
Preferred hips in CG55-80 (4)	3.31 ± 0.91 (3.02–4.57)	4.26 ± 1.47 (3.12–6.65)	68.46 ± 20.00 (66.45–84.23)	12.7 ± 6.41 (6.20–14.23)	6.85 ± 2.00 (5.01–8.97)
Nonpreferred operated hip in THACG (5)	3.40 ± 0.38 (2.09–5.26)	4.96 ± 1.33 (3.32–5.29)	77.41 ± 12.32 (65.23–81.02)	7.74 ± 1.23 (4.19–8.02)	14.21 ± 9.67 (5.99–15.21)
Nonpreferred operated hip in SDHRG (6)	2.91 ± 0.3 (2.34–3.33)	3.19 ± 0.32 (2.10–4.71)	60.37 ± 2.41 (54.57–67.69)	7.14 ± 0.06 (5.24–6.01)	6.04 ± 0.24 (5.56–6.18)
Nonpreferred operated hip in RSPG (7)	2.60 ± 0.92 (2.45–3.99)	3.79 ± 1.89 (2.12–5.01)	71.72 ± 26.44 (59.89–91.31)	11.02 ± 10.14 (6.48–14.23)	7.17 ± 2.64 (5.78–8.36)
Nonpreferred hips in CG55-80 (8)	3.09 ± 0.51 (2.89–4.22)	3.84 ± 0.85 (2.40–4.19)	68.74 ± 17.24 (60.02–87.21)	10.38 ± 3.91 (7.12–13.01)	6.87 ± 1.72 (4.23–7.62)
p value (4) vs (1)	.21	.73	.79	.24	.51
p value (4) vs (2)	.56	.60	.66	.24	.66
p value (4) vs (3)	.02*	3.49.10^{-3*}	.63	1.47.10^{-3*}	.63
p value (8) vs (5)	.16	.35	.22	.43	.22
p value (8) vs (6)	.55	.13	.04*	3.00.10^{-4*}	.04*
p value (8) vs (7)	.31	.95	.82	.9	.82
p value (1) vs (2)	.20	.58	.59	.22	.88
p value (1) vs (3)	.17	.17	.82	.20	.40
p value (6) vs (5)	.18	.17	.03*	.18	.03*
p value (7) vs (5)	.13	.41	.68	.62	.68
p value (3) vs (2)	.31	.06	.48	.04*	.48
p value (6) vs (7)	.53	.53	.39	.44	.39

SD: standard deviation; (min–max): minimum and maximum values of the series; vs.: versus; CG55-80: control group 55–80 years old; THACG: no rehabilitation control group; SDHRG: self-directed home-based rehabilitation group; RSPG: rehabilitation with an SP group.

* p values in bold indicate significant differences.

4. Discussion

Postural parameters deteriorate after THA [11]. Despite a literature largely in favor of rehabilitation, there is no consensus on what rehabilitation protocol is best to manage postural disorders [19,20,23,24]. Therefore, the purpose of this study was to compare the stabilometric parameters of patients who underwent a posterior THA followed by 2 different types of rehabilitation protocols (SDHRG and RSPG) with a control group of operated subjects who did not undergo rehabilitation and a control group of age-matched asymptomatic participants. Our hypothesis that the 2 types of rehabilitation protocols would normalize the stabilometric parameters between D45 and D60 postoperatively was confirmed. The patients who completed the 2 different rehabilitation programs had the same stabilometric parameters in the bipedal stance than the CG55-80. Therefore, both these protocols restored the stabilometric parameters in the bipedal stance, while the THACG showed deficits compared to the CG55-80 (Table 3). However, these results should be interpreted with caution because they are only found in the EO condition. According to Van Driessche et al. [11], patients who underwent a posterior THA with no rehabilitation showed a deterioration in bipedal parameters on D45 compared to the asymptomatic subjects. Our study confirmed this trend.

However, when the rehabilitation groups were compared with the THACG in the unipedal stance, only 2 parameters were significantly better in the SDHRG when the nonpreferred hip was operated (P_{length} [$p=03$] and V_{avg} [$p=03$]). The lack of significant results may be due to the fact that sorting hips according to limb dominance reduced the sample size and, as a result, the statistical significance of these findings. A larger sample size would address this limitation. The RSPG had significantly better X_{range} ($p=02$), Y_{range} ($p=3.49.10^{-3}$), and E_{area} ($p=1.47.10^{-3}$) than the CG55-80 when the preferred hip was operated. The SDHRG showed significantly better P_{length} ($p=04$), E_{area} ($p=3.00.10^{-4}$) and V_{avg} ($p=04$) than the CG55-80 when the nonpreferred hip was operated. In other words, patients who underwent rehabilitation performed better than the group of age-matched asymptomatic patients only 45 days after their surgery. This last result provided an argument for rehabilitation, thereby improving postural parameters of patients who underwent THA. For Judge et al. [25], maintaining balance in the unipedal [stance] depended on the strength of the gluteal muscles. Although the present study did not include force measurements, based on the improvements of X_{range} , V_{avg} , P_{length} and E_{area} , we can assume that these also improved with the 2 rehabilitation protocols. Statistical analyses showed that results were not influenced by supervised rehabilitation. There were no significant differences between SDHRG and RSPG in the bipedal stance. The same was true for the unipedal stance, where only 1 result was significantly better in the RSPG (Table 4). Specific supervised balance rehabilitation on an SP was as effective as the home-based self-directed rehabilitation. Offering an SP protocol reflected our desire to provide a specific balance rehabilitation. This last point was not confirmed. However, it is interesting to note that, based on the significant correlations between stabilometric and clinical tests (FIM, TUG, gait speed, hip mobility [2,12,16,26–29] and fall risk assessments [30,31]), SP has proven to be a useful clinical tool.

Home-based self-directed rehabilitation appears to be a viable and effective method if it is performed under direct supervision. Indeed, patient compliance plays a significant role in the success of a home-based self-rehabilitation protocol. For Sashika et al. [8], it was the most important factor. A standardized telephone follow-up of 2 weekly calls was carried out to encourage patients to follow the protocol. Moreover, the exercise difficulty level was increased each week according to the patients' progress. In the present study, 100% of patients who completed the protocol reported having performed

more than 50% of the exercises, which according to the literature is considered good program compliance [10,32].

This study had several limitations

- the study only assessed improvements with postural parameters and did not take into consideration kinematic parameters (i.e. walking). We plan to study the effects of rehabilitation on locomotion in a future study;
- the normalization of the observed parameters was only valid for the assessment period from D10–21 to D31–45. Since no follow-ups were scheduled at a later date, it is impossible to evaluate the sustainability of these results over the long term;
- the home-based rehabilitation proposed in this study is not currently refunded by the French health insurance fund (CPAM) as it is not recognized by the French general nomenclature of professional procedures (NGAP) for physiotherapists. This limitation does not exist in other countries. Nonetheless, we chose to assess rehabilitative modalities that focused on specific objectives. The preliminary results were encouraging and highlighted the value of a functional rehabilitation that focuses on the management of static balance disorders, whether it be with home-based self-directed rehabilitation or supervised rehabilitation with an SP;
- we chose to report lower limb dominance for the unipedal stance tests. However, we did not compare dominant and nondominant lower limbs in the CG55-80 or assess the impact of THA on the dominant or nondominant side, as this was not in keeping with the purpose of this study. Sorting the lower limbs according to their dominance did not consider the impact of lateral preference for the unipedal parameters. However, stabilometric results may be different depending on which hip is operated (dominant vs nondominant) and a rehabilitation protocol for using an SP adapted to this effect needs to be implemented. This will be the subject of a future study;
- even though different implants were used between the 3 groups and within each of these groups, we believe that this did not affect our results, because all the stems were straight, quadrangular, and cementless, and the femoral offset was restored. However, different acetabular cups (standard and dual mobility) were also implanted, and dual mobility cups might improve hip stability. Nonetheless, this did not seem to affect our results, insofar as the rehabilitation group with the most dual mobility cups (RSPG) did not show better results than the other groups;
- finally, the sample size was small because of the many exclusion criteria. However, the statistical power was maintained except for 1 of the groups (SDHRG).

5. Conclusion

This study is the first to propose and compare 2 rehabilitation protocols for static balance after THA and compare them with a control group of operated patients who did not undergo rehabilitation and a control group of age-matched asymptomatic subjects. Both rehabilitation protocols in the early postoperative phase of posterior THA normalized stabilometric parameters in both the bipedal and unipedal stances. These results confirmed that more intensive rehabilitation, than just simply walking, is necessary to counteract postural deficits and completely restore postural capacities. We therefore recommend the early implementation of either a home-based self-directed rehabilitation program or a rehabilitation program with an SP, depending on the patient's abilities.

Disclosure of interest

Fabien Billuart, Lucas Martinez, Nathalie Noé, Hermann Simon and Helena Brunel declared that they have no conflicts of interest.

Jean Matsoukis receives remunerations and benefits from SANOFI Euros, Amplitude and RIVORTHO that are not related to this study. Julien Beldame receives benefits from Arthrex, Smith and Nephew FH Orthopedics and DJO that are not related to this study. Stéphane Van Driessche receives benefits from Symbios and FH Orthopedics that are not related to this study.

Funding

No funding was received for this study.

Contribution

Study design: Fabien Billuart; measurements: Hermann Simon, Nathalie Noé, Lucas Martinez; drafting of the manuscript: Lucas Martinez, Hermann Simon, Nathalie Noé; project management, supervision, revisions and corrections: Fabien Billuart, Jean Matsoukis, Stéphane Van Driessche; critical revision of the manuscript: Julien Beldame; Statistics: Helena Brunel.

Acknowledgment

We thank Helena Brunel for the statistical processing of data. International Review Board; authorization was obtained by the institutional review board of the Le Havre Hospital Group on February 1, 2014.

Online Supplement. Supplementary data

Supplementary data (Annex 1 and 2) associated with this article can be found, in the online version, at <https://doi.org/10.1016/j.otsr.2021.103174>.

References

- [1] Trudelle-Jackson E, Emerson R, Smith S. Outcomes of total hip arthroplasty: a study of patients one year postsurgery. *J Orthop Sports Phys Ther* 2002;32:260–7.
- [2] Nantel J, Termoz N, Centomo H, Lavigne M, Vendittoli PA, Prince F. Postural balance during quiet standing in patients with total hip arthroplasty and surface replacement arthroplasty. *Clin Biomech (Bristol, Avon)* 2008;23:402–7.
- [3] De Ladoucette A, Merti P, Henry MP, Bonin N, Tracol P, Courtin C, et al. Fast track protocol for primary total hip arthroplasty in non-trauma cases reduces the length of hospital stay: Prospective French multicenter study. *Orthop Traumatol Surg Res* 2020;106:1527–31.
- [4] Micicci G, Bernard de Dompure R, Tran L, Carles M, Boileau P, Bronsard N, et al. Early morbidity and mortality after one-stage bilateral THA: Anterior versus posterior approach. *Orthop Traumatol Surg Res* 2019;105:1265–70.
- [5] Roger C, Debuyzer E, Dehl M, Bulaïd Y, Lamrani A, Havet E, et al. Factors associated with hospital stay length, discharge destination, and 30-day readmission rate after primary hip or knee arthroplasty: retrospective cohort study. *Orthop Traumatol Surg Res* 2019;105:949–55.
- [6] Ng CY, Ballantyne JA, Brenkel IJ. Quality of life and functional outcome after primary total hip replacement. A five-year follow-up. *J Bone Joint Surg Br* 2007;89:868–73.
- [7] Prost KL, Bertocci GE, Wassinger CA, Munin MC, Burdett RG, Fitzgerald SG. Isometric performance following total hip arthroplasty and rehabilitation. *J Rehabil Res Dev* 2006;43:435–44.
- [8] 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.
- [9] Talis VL, Grishin AA, Solopova IA, Oskanyan TL, Belenky VE, Ivanenko YP. Asymmetric leg loading during sit-to-stand, walking and quiet standing in patients after unilateral total hip replacement surgery. *Clin Biomech (Bristol, Avon)* 2008;23:424–33.
- [10] Barber TC, Roger DJ, Goodman SB, Schurman DJ. Early outcome of total hip arthroplasty using the direct lateral vs the posterior surgical approach. *Orthopedics* 1996;19:873–5.
- [11] Van Driessche S, Billuart F, Martinez L, Brunel H, Guiffault P, Beldame J, et al. Short-term comparison of postural effects of three minimally invasive hip approaches in primary total hip arthroplasty: direct anterior, posterolateral and Röttlinger. *Orthop Traumatol Surg Res* 2016;102:729–34.
- [12] Szymanski C, Thouvarecq R, Dujardin F, Migaud H, Maynou C, Girard J. Functional performance after hip resurfacing or total hip replacement: a comparative assessment with non-operated subjects. *Orthop Traumatol Surg Res* 2012;98:1–7.
- [13] Coulter CL, Scarvell JM, Neeman TM, Smith PN. Physiotherapist-directed rehabilitation exercises in the outpatient or home setting improve strength, gait speed and cadence after elective total hip replacement: a systematic review. *J Physiother* 2013;59:219–26.
- [14] Minns Lowe CJ, Barker KL, Dewey ME, Sackley CM. Effectiveness of physiotherapy exercise following hip arthroplasty for osteoarthritis: a systematic review of clinical trials. *BMC Musculoskelet Disord* 2009;10:98.
- [15] Mikkelsen LR, Mechlenburg I, Saballe K, Jørgensen LB, Mikkelsen S, Bandholm T, et al. Effect of early supervised progressive resistance training compared to unsupervised home-based exercise after fast-track total hip replacement applied to patients with preoperative functional limitations. A single-blinded randomised controlled trial. *Osteoarthritis Cartilage* 2014;22:2051–8.
- [16] Nantel J, Termoz N, Ganapathi M, Vendittoli PA, Lavigne M, Prince F. Postural balance during quiet standing in patients with total hip arthroplasty with large diameter femoral head and surface replacement arthroplasty. *Arch Phys Med Rehabil* 2009;90:1607–12.
- [17] Genêt F, Gouin F, Coudeyre E, Revel M, Rannou F. The benefits of ambulatory physiotherapy after total hip replacement. *Clinical practice recommendations. Ann Readapt Med Phys* 2007;50:776–82.
- [18] Coudeyre E, Lefevre-Colau MM, Griffon A, Camilleri A, Ribinik P, Revel M, et al. Is there predictive criteria for transfer of patients to a rehabilitation ward after hip and knee total arthroplasty? Elaboration of French clinical practice guidelines. *Ann Readapt Med Phys* 2007;50:327–36.
- [19] 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.
- [20] Mikkelsen LR, Mikkelsen SS, Christensen FB. Early, intensified home-based exercise after total hip replacement—a pilot study. *Physiother Res Int* 2012;17:214–26.
- [21] Bellamy N, Buchanan WW, Goldsmith CH, Campbell J, Stitt LW. 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.
- [22] Hothorn T, Hornik K, van de Wiel M, Zeileis A. Implementing a class of permutation tests: the coin package. *J Stat Softw* 2008;28:1–23.
- [23] Di Monaco M, Castiglioni C. Which type of exercise therapy is effective after hip arthroplasty? A systematic review of randomized controlled trials. *Eur J Phys Rehabil Med* 2013;49:893–907.
- [24] Di Monaco M, Vallero F, Tappero R, Cavanna A. Rehabilitation after total hip arthroplasty: a systematic review of controlled trials on physical exercise programs. *Eur J Phys Rehabil Med* 2009;45:303–17.
- [25] Judge JO, Lindsey C, Underwood M, Winsemius D. Balance improvements in older women: effects of exercise training. *Phys Ther* 1993;73:254–62.
- [26] Ache Dias J, Borges L, da Silva Mattos DJ, Wentz MD, Domenech SC, Kauffmann P, et al. Validity of a new stabilometric force platform for postural balance evaluation. *Rev Bras Cineantropom Desempenho Hum* 2011;13:367–72.
- [27] da Silva RA, Bilodeau M, Parreira RB, Teixeira DC, Amorim CF. Age-related differences in time-limit performance and force platform-based balance measures during one-leg stance. *J Electromyogr Kinesiol* 2013;23:634–9.
- [28] Dujardin F, Aucouturier T, Bocquet G, Duparc F, Weber J, Thomine JM. Kinematics of the healthy and arthritic hip joint during walking. A study of 136 subjects. *Rev Chir Orthop* 1998;84:689–99.
- [29] Belaid D, Rougier P, Lamotte D, Cantaloube S, Duchamp J, Dierick F. Clinical and posturographic comparison of patients with recent total arthroplasty. *Rev Chir Orthop* 2007;93:171–80.
- [30] Pajala S, Era P, Koskenvuo M, Kaprio J, Törmäkangas T, Rantanen T. Force platform balance measures as predictors of indoor and outdoor falls in community-dwelling women aged 63–76 years. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci* 2008;63:171–8.
- [31] Hita-Contreras F, Martínez-Amat A, Lomas-Vega R, Álvarez P, Aránega A, Martínez-López E, et al. Predictive value of stabilometry and fear of falling on falls in postmenopausal women. *Climacteric* 2013;16:584–9.
- [32] Jan MH, Hung JY, Lin JC, Wang SF, Liu TK, Tang PF. Effects of a home program on strength, walking speed, and function after total hip replacement. *Arch Phys Med Rehabil* 2004;85:1943–51.

2.2 ETUDE 2

**ANALYSE QUANTIFIÉE DE LA MARCHÉ DANS LE CADRE D'UNE
ARTHROPLASTIE TOTALE DE HANCHE PAR VOIE DIRECTE
ANTÉRIEURE MINI-INVASIVE : ÉTUDE CONTRÔLÉE**

**Lucas Martinez, Nathalie Noé, Julien Beldame, Jean Matsoukis,
Thomas Poirier, Helena Brunel, Stéphane Van Driessche, Matthieu
Lalévée, Fabien Billuart.**

Article publié dans *Orthopaedics & Traumatology : Surgery & Research* en
Octobre 2022

Impact Factor : 2.256 ; H-Index : 63 ; notée Q1 par le *Scimago Journal &
Country Rank*



2.2.1 Introduction

La mise en évidence d'altérations des paramètres posturaux en condition statique dans des travaux antérieurs à cette thèse constituaient un point de départ [1]. L'évaluation stabilométrique de deux protocoles de rééducation de ces troubles a constitué le premier travail de cette thèse [2].

Dans un contexte où la rééducation postopératoire d'une Arthroplastie Totale de Hanche tend à se réduire et s'orienter sur une prise en charge la plus fonctionnelle possible [3], évaluer le patient dans une activité fonctionnelle comme la marche prend tout son sens. L'Analyse Quantifiée de la Marche est l'outil de référence pour évaluer la marche.

Si les paramètres stabilométriques ne sont pas normalisés en postopératoire d'Arthroplastie Totale de Hanche, il est probable que les paramètres spatiotemporels de la marche, cinétiques et cinématiques ne le soient pas non plus.

Une littérature fournie existe déjà sur l'Analyse Quantifiée de la Marche et l'Arthroplastie Totale de Hanche. Cependant les résultats sont difficilement interprétables car les protocoles et les temporalités d'analyses sont très variables. La majorité des études comparent uniquement les voies d'abord entres elles [4-13]. Les données au-delà d'un an postopératoire sont très peu nombreuses et les comparaisons avec des groupes de sujets asymptomatiques de la même tranche d'âge inexistantes.

C'est dans ce contexte qu'a été développé le deuxième travail de cette thèse, résumé ci-après et dont l'article original est joint après la bibliographie. L'objectif de ce deuxième travail de thèse était de comparer les données d'Analyse Quantifiée de la Marche couplées à une évaluation musculaire, à un an postopératoire chez des sujets opérés d'une Arthroplastie Totale de Hanche par Voie Antérieure à un groupe de sujets asymptomatiques du même âge.

Nous avons choisi de nous focaliser dans un premier temps sur la Voie Antérieure en raison du fort engouement qu'elle suscite dans la communauté orthopédique ou même chez les patients [14,15].

Au regard de précédents travaux évoquant l'altération des paramètres statiques après une Arthroplastie Totale de Hanche par Voie Antérieure [1], nous avons émis l'hypothèse que les paramètres spatiotemporels de la marche, les moments de Force Musculaire Maximale Isométrique, les paramètres cinétiques et cinématiques de la marche ne se seraient pas normalisés après an postopératoire.

2.2.2 Matériels et Méthodes

Ainsi, vingt-sept sujets volontaires ont été répartis en deux groupes :

- Un groupe expérimental (VA) de quinze sujets ayant bénéficié d'une Arthroplastie Totale de Hanche par Voie Antérieure ;
- Un groupe témoin de douze sujets asymptomatiques entre cinquante-cinq et quatre-vingts ans ne présentant aucun signe clinique de coxarthrose.

Tous les patients ayant bénéficié d'une Arthroplastie Totale de Hanche par Voie Antérieure sur une indication de coxarthrose primitives ont été opérés par le même opérateur et ont été inclus dans l'étude entre douze et dix-huit mois postopératoires.

Pour l'Analyse Quantifiée de la Marche, chaque sujet parcourait à vitesse confortable et sans chaussures, un couloir de marche de quatorze mètres dans lequel était intégrées trois plateformes de force AccuGait™ (AMTI™, Watertown, États-Unis). Sur chaque sujet, quarante-six marqueurs cutanés réfléchissants (vingt-trois sur chaque membre inférieur) étaient placés selon le modèle Vicon Plug-In-Gait Lower Body. Les essais n'étaient validés que si le sujet posait l'intégralité d'un pied sur chaque plateforme de stabilométrie et étaient recommencés jusqu'à l'obtention de trois essais valides. Les opérateurs y veillaient sans en informer le sujet afin de ne pas modifier son cycle de marche. Les données de huit caméras optoélectroniques Bonita B10™ (Vicon Motion System Ltd, Oxford, Royaume Uni), de deux caméras vidéo Bonita 720C B10™ (Vicon Motion System Ltd, Oxford, Royaume Uni), des plateformes de force et de l'EMG de surface sans fil MiniWave™ (Cometa SRL, Milan, Italie) étaient enregistrées simultanément à l'aide du logiciel Vicon Nexus™ (Vicon Motion System Ltd, Oxford, Royaume Uni).

Enfin, une évaluation du moment de la Force Musculaire Maximale Isométrique a été réalisée sur les membres inférieurs Gauche et Droit de chaque patient à l'aide d'un dynamomètre à compression MicroFET 2™ (Hoggan, Salt Lake City, USA). Les moments de Force Musculaire Maximale Isométrique en Newton par mètre (N.m) du

Grand Glutéal, Moyen Glutéal, TFL et Sartorius, ont été obtenus par le produit entre la Force Musculaire Maximale Isométrique et le bras de levier. Ce dernier correspond à la distance mesurée entre le Centre Articulaire de la Hanche et le point d'application du dynamomètre, et constituera un des critères de jugement de l'étude.

Les données d'Analyse Quantifiée de la Marche ainsi retenues étaient :

- *Paramètres spatio-temporels :*
 - Le single support en secondes (sec) correspondant au temps de phase d'appui unipodal,
 - La vitesse de marche mètre par seconde (en $m.s^{-1}$),
 - La longueur du pas en mètre (en m) correspondant à la distance entre le talon d'un pied et le talon du pied controlatéral lors du temps d'appui bipodal,
 - La cadence en pas par minute (en $pas.min^{-1}$).
- *Paramètres cinétiques :*
 - Forces verticales de réaction du sol recueillies par les plateformes de force :
 - Phase d'amortissement de la phase d'appui caractérisée par un pic de force suivant l'attaque du sol par le talon,

- Force minimale retrouvée lors de la phase d'appui unipodal,
- Le pic de force lors de la phase de propulsion.
- Les moments de la hanche en newton par mètre (en N.m) dans les trois plans (X: Flexion/Extension; Y: Abduction/Adduction; Z: Rotation Médiale/Rotation Latérale).
- *Paramètres cinématiques* :
 - Amplitudes maximales de coxo-fémorale en degré (°) dans le plan sagittal et frontal ;
 - Amplitudes maximales du bassin en degré (°) dans le plan sagittal et frontal.

Chaque membre inférieur était renseigné en :

- Membres inférieurs sujets asymptomatiques : la moyenne des deux membres inférieurs a été effectuée ;
- Coté opéré pour les sujets opérés ;
- Côté non-opéré pour les sujets opérés.

2.2.3 Résultats

Les figures et tableaux relatifs aux résultats de cette étude sont présentés dans l'article publié dans la revue *Orthopaedics & Traumatology: Surgery & Research*, à partir de la page 108.

Une dégradation des paramètres spatiotemporels n'était observée que sur deux paramètres. Les sujets opérés présentaient une vitesse de marche et une longueur de pas significativement plus faible que les sujets contrôles ($0,96 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ pour la vitesse des sujets opérés contre $1,13 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ pour les asymptotiques, $p=0,018$; $0,53 \text{ m}$ pour la longueur du pas des sujets opérés contre $0,60 \text{ m}$ pour les asymptotiques, $p=0,042$).

Concernant les moments de Force Musculaire Maximale Isométrique, il n'existait pas de différence significative entre le côté opéré et non-opéré quel que soit le groupe musculaire. Il existait en revanche une diminution significative entre le côté opéré et les membres inférieurs des sujets asymptotiques concernant le moment de Force Musculaire Maximale Isométrique du Grand Glutéal ($p=0,0004$) et Moyen Glutéal ($p=0,004$). Il existait également une diminution des mêmes moments de Force Musculaire Maximale Isométrique du côté non opéré (Grand Glutéal : $p=0,0001$; Moyen Glutéal : $p=0,006$) par rapport aux membres inférieurs des sujets asymptotiques.

Au niveau des paramètres cinétiques, aucune différence significative entre les trois groupes n'était observée au niveau des forces verticales de réaction du sol. La comparaison des moments de hanches dans les trois plans mettait en évidence une diminution significative des moments en extension du côté opéré ($p=0,007$) et du côté non-opéré ($p=0,024$) par rapport aux sujets asymptotiques. Cette diminution était également retrouvée pour les moments en rotation latérale du côté opéré ($p=0,009$) et du côté non-opéré ($p=0,0005$) par rapport aux sujets asymptotiques. Il existait également une augmentation significative

du moment en rotation latérale du côté opéré par rapport au côté non-opéré ($p=0,021$)

Au niveau des paramètres cinématiques, il existait une diminution significative de l'amplitude de hanche pour le côté opéré dans le plan frontal (adduction : $p= 0,005$) par rapport aux sujets asymptomatiques. A l'inverse, Il existait une augmentation des amplitudes du bassin dans le plan sagittal pour le côté opéré et non-opéré par rapport aux sujets asymptomatiques. Il existait également une augmentation significative des amplitudes du bassin dans le plan frontal pour le côté non-opéré par rapport au côté opéré.

2.2.4 Discussion

Notre hypothèse suggérant qu'il n'y aurait pas de normalisation des paramètres spatiotemporels, de l'activation musculaire, des paramètres cinétiques et cinématiques de la marche était ainsi vérifiée. Il convient de noter que les données de la littérature sont toutes antérieures à un an postopératoire.

Tout d'abord concernant les paramètres spatiotemporels de la marche, les sujets opérés présentaient une dégradation persistante de leur vitesse de marche et de leur longueur de pas par rapport aux sujets asymptomatiques au-delà d'un an après l'intervention. Les données existantes de la littérature mettent en avant des résultats similaires aux nôtres mais dans des périodes avant un an postopératoire [7,12,16].

Concernant les moments de Force Musculaire Maximale Isométrique, une dégradation significative du moment du Moyen Glutéal et Grand

Glutéal entre le côté opéré et les sujets asymptomatiques mais aussi du côté non-opéré étaient observée. Ces résultats se retrouvent dans la littérature dans des périodes antérieures aux nôtres [17].

D'après Li *et al.* [18], il n'y a pas de différences entre le côté opéré et non-opéré après une Arthroplastie Totale de Hanche par Voie Antérieure sur les forces verticales de réaction du sol à un an postopératoire. Il n'existe cependant pas de données comparables entre douze et dix-huit mois postopératoires.

Concernant les moments de hanche, dans le plan sagittal, une diminution significative des moments en extension du côté opéré et non-opéré par rapport aux sujets asymptomatiques était observée. Il n'existe une nouvelle fois pas de données comparables entre douze et dix-huit mois postopératoires. Les moments en flexion ne présentaient aucune différence significative entre les groupes. Ces résultats étaient partagés par la littérature sur des intervalles de temps avant un an [6,9,19,20]. Dans le plan frontal, aucune différence significative n'était observée. Enfin dans le plan transversal, des différences significatives étaient retrouvées entre les trois groupes pour les moments en rotation latérale. Ces résultats sont intéressants car ils vont dans le sens des travaux de Cailleaud *et al.* [21] et de Lalevée *et al.* [22] que nous avons évoqué dans l'introduction de cette thèse et qui observent une Infiltration Graisseuse Musculaire des pelvitrochantériens en lien avec la chirurgie.

Concernant les paramètres cinématiques de la hanche, dans le plan sagittal, il n'y avait pas de différences significatives pour les amplitudes de flexion de hanche entre les trois groupes. Dans le plan frontal, il existait des différences significatives pour le pic d'adduction. Les tests

deux à deux permettaient de préciser ces résultats, montrant une diminution significative de ce paramètre du côté opéré par rapport aux sujets asymptomatiques. D'après Lamontagne *et al.* [16], les sujets opérés d'une Arthroplastie Totale de Hanche limiteraient leur adduction afin de réduire le moment en abduction. Cette stratégie permettrait ainsi de contrecarrer le moment opposé induit par le centre de masse lors de l'appui unipodal, maintenant la stabilité du bassin dans le plan frontal.

Concernant les paramètres cinématiques du bassin, les tests deux à deux révélaient des augmentations significatives des pics d'amplitudes dans le plan sagittal, entre le côté opéré et les sujets asymptomatiques ainsi qu'entre le côté non-opéré et les sujets asymptomatiques. Cette augmentation serait un mécanisme compensatoire mis en place lorsque la longueur du pas est diminuée et que les données cinématiques de la hanche dans le plan sagittal sont perturbées [23,24]. La diminution significative d'amplitude du bassin dans le plan frontal (côté opéré par rapport au non-opéré) constatée dans la présente étude pourrait être liée à la faiblesse des stabilisateurs latéraux de hanche.

Enfin, concernant la dégradation des paramètres d'Analyse Quantifiée de la Marche et musculaire mis en évidence sur le côté non opéré, nous émettons l'hypothèse que l'évolution arthrosique entraîne d'une part une diminution du volume de marche des sujets du fait de douleurs notamment et d'autre part une modification des schémas moteurs de la marche perdurant sur ce côté même à distance de la chirurgie.

Concernant les limites, l'étude n'évaluait pas les sujets en préopératoire, ce qui ne permet pas de comparer la récupération des patients par rapport à leur état antérieur. Néanmoins, nous avons choisi de comparer

les patients opérés à des sujets asymptomatiques pour une raison très simple. Les patients opérés présentaient tous des restrictions importantes de mobilité préopératoire, utilisaient des aides de marche et des douleurs empêchant la réalisation des prises de mesures de Force Musculaire Maximale Isométrique et la répétition des passages en Analyse Quantifiée de la Marche. Enfin, nous avons utilisé le Vicon Plug-in-Gait, une méthode prédictive utilisant des données anthropométriques pour déterminer la position du Centre Articulaire de la Hanche. Or, *nous l'avons évoqué en introduction, ces données sont partiellement altérées dans le cadre d'une Arthroplastie Totale de Hanche qui utilise majoritairement des planifications 2D*. Il est donc possible que nos résultats présentent un biais méthodologique avec un Centre Articulaire de Hanche calculé qui ne correspondrait pas à son emplacement réel. Ceci pourrait expliquer que peu de nos résultats cinétiques et cinématiques présentent des différences significatives. *Des alternatives existent et seront présentées dans le dernier travail de cette thèse.*

2.2.5 Conclusions et perspectives

Les résultats de ce deuxième travail de thèse mettent en évidence quelques altérations persistantes de la marche au-delà d'un an postopératoire d'une Arthroplastie Totale de Hanche par Voie Antérieure, pourtant réputée moins invasive. Ces altérations, même si elles demeurent mineures et discutables notamment au niveau de la méthodologie de l'étude (utilisation de méthodes prédictives pour déterminer le Centre Articulaire de la Hanche), apportent ainsi un début de preuves sur l'intérêt d'une rééducation adaptée aux déficits retrouvés dans la Voie Antérieure. Un renforcement musculaire spécifique du

Grand Glutéal, du Moyen Glutéal et des pelvitrochantériens ainsi qu'une récupération de l'extension de hanche pourraient être envisagés.

Le troisième travail de cette thèse reprendra la même méthodologie afin de comparer les données d'Analyse Quantifiée de la Marche à un an postopératoire d'une Arthroplastie Totale de Hanche par Voie de Röttinger à un groupe de sujets asymptomatiques du même âge.

2.2.6 Bibliographie Partie 2.2

- [1] Van Driessche S, Billuart F, **Martinez L**, Brunel H, Guiffault P, Beldame J, et al. Short-term comparison of postural effects of three minimally invasive hip approaches in primary total hip arthroplasty: Direct anterior, posterolateral and Röttinger. *Orthop Traumatol Surg Res* 2016;102:729–34.
<https://doi.org/10.1016/j.otsr.2016.05.003>.
- [2] **Martinez L**, Noé N, Simon H, Beldame J, Matsoukis J, Brunel H, et al. Stabilometric assessments of two rehabilitation protocols on postural parameters after posterior total hip arthroplasty: A prospective randomized comparative study. *Orthop Traumatol Surg Res* 2022;108:103174.
<https://doi.org/10.1016/j.otsr.2021.103174>.
- [3] Nicolau C, Mendes L, Ciríaco M, Ferreira B, Baixinho CL, Fonseca C, et al. Educational Intervention in Rehabilitation to Improve Functional Capacity after Hip Arthroplasty: A Scoping Review. *Journal of Personalized Medicine* 2022;12:656.
<https://doi.org/10.3390/jpm12050656>.

- [4] Müller M, Schwachmeyer V, Tohtz S, Taylor WR, Duda GN, Perka C, et al. The direct lateral approach: impact on gait patterns, foot progression angle and pain in comparison with a minimally invasive anterolateral approach. *Arch Orthop Trauma Surg* 2012;132:725–31. <https://doi.org/10.1007/s00402-012-1467-x>.
- [5] Kiss RM, Illyés Á. Comparison of gait parameters in patients following total hip arthroplasty with a direct-lateral or antero-lateral surgical approach. *Hum Mov Sci* 2012;31:1302–16. <https://doi.org/10.1016/j.humov.2012.02.004>.
- [6] Varin D, Lamontagne M, Beaulé PE. Does the anterior approach for THA provide closer-to-normal lower-limb motion? *J Arthroplasty* 2013;28:1401–7. <https://doi.org/10.1016/j.arth.2012.11.018>.
- [7] Agostini V, Ganio D, Facchin K, Cane L, Moreira Carneiro S, Knaflitz M. Gait parameters and muscle activation patterns at 3, 6 and 12 months after total hip arthroplasty. *J Arthroplasty* 2014;29:1265–72. <https://doi.org/10.1016/j.arth.2013.12.018>.
- [8] Beaulieu ML, Lamontagne M, Beaulé PE. Lower limb biomechanics during gait do not return to normal following total hip arthroplasty. *Gait Posture* 2010;32:269–73. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2010.05.007>.
- [9] Rathod PA, Orishimo KF, Kremenic IJ, Deshmukh AJ, Rodriguez JA. Similar improvement in gait parameters following direct anterior & posterior approach total hip arthroplasty. *J Arthroplasty* 2014;29:1261–4. <https://doi.org/10.1016/j.arth.2013.11.021>.
- [10] Maffiuletti NA, Impellizzeri FM, Widler K, Bizzini M, Kain MSH, Munzinger U, et al. Spatiotemporal parameters of gait after total hip replacement: anterior versus posterior approach. *Orthop Clin*

North Am 2009;40:407–15.

<https://doi.org/10.1016/j.ocl.2009.02.004>.

- [11] Queen RM, Appleton JS, Butler RJ, Newman ET, Kelley SS, Attarian DE, et al. Total hip arthroplasty surgical approach does not alter postoperative gait mechanics one year after surgery. *PM R* 2014;6:221–6; quiz 226.
<https://doi.org/10.1016/j.pmrj.2013.09.006>.
- [12] Mayr E, Nogler M, Benedetti M-G, Kessler O, Reinthaler A, Krismer M, et al. A prospective randomized assessment of earlier functional recovery in THA patients treated by minimally invasive direct anterior approach: a gait analysis study. *Clin Biomech (Bristol, Avon)* 2009;24:812–8.
<https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2009.07.010>.
- [13] Petis S, Howard J, Lanting B, Jones I, Birmingham T, Vasarhelyi E. Comparing the anterior, posterior and lateral approach: gait analysis in total hip arthroplasty. *Can J Surg* 2018;61:50–7.
- [14] Moore ML, Brinkman JC, Pollock JR, Deckey DG, Makovicka JL, Bingham JS. Patients are Most Interested in Which Hip Arthroplasty Approach? A 15-year Google Trends Analysis. *Arthroplast Today* 2022;17:192–7. <https://doi.org/10.1016/j.artd.2022.07.017>.
- [15] Den Daas A, Reitsma EA, Knobben BAS, ten Have BLEF, Somford MP. Rôle de la voie d'abord dans la satisfaction du patient après arthroplastie totale de hanche. *Revue de Chirurgie Orthopédique et Traumatologique* 2019;105:843.
<https://doi.org/10.1016/j.rcot.2019.09.014>.
- [16] Lamontagne M, Beaulieu ML, Beaulé PE. Comparison of joint mechanics of both lower limbs of THA patients with healthy

- participants during stair ascent and descent. *J Orthop Res* 2011;29:305–11. <https://doi.org/10.1002/jor.21248>.
- [17] 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. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2009.03.037>.
- [18] Li J, Redmond AC, Jin Z, Fisher J, Stone MH, Stewart TD. Hip contact forces in asymptomatic total hip replacement patients differ from normal healthy individuals: Implications for preclinical testing. *Clin Biomech (Bristol, Avon)* 2014;29:747–51. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2014.06.005>.
- [19] Zeni J, Madara K, Witmer H, Gerhardt R, Rubano J. The effect of surgical approach on gait mechanics after total hip arthroplasty. *J Electromyogr Kinesiol* 2018;38:28–33. <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2017.11.004>.
- [20] Klausmeier V, Lugade V, Jewett BA, Collis DK, Chou L-S. Is there faster recovery with an anterior or anterolateral THA? A pilot study. *Clin Orthop Relat Res* 2010;468:533–41. <https://doi.org/10.1007/s11999-009-1075-4>.
- [21] Cailleaud M, Lalevée M, Matsoukis J, Beldame J, Masse M, Billuart F, et al. Fatty muscle infiltration of the hip lateral rotator muscles following direct anterior minimally invasive total hip arthroplasty. *Orthopaedics & Traumatology: Surgery & Research* 2020;106:1515–21. <https://doi.org/10.1016/j.otsr.2020.06.020>.
- [22] Lalevée M, Curado J, Matsoukis J, Beldame J, Brunel H, Van Driessche S, et al. Comparative MRI assessment of three minimally

invasive approaches in total hip arthroplasty. *Orthop Traumatol Surg Res* 2022;103354. <https://doi.org/10.1016/j.otsr.2022.103354>.

- [23] Bennett D, Humphreys L, O'Brien S, Orr J, Beverland DE. Temporospacial parameters of hip replacement patients ten years post-operatively. *Int Orthop* 2009;33:1203–7. <https://doi.org/10.1007/s00264-008-0641-9>.
- [24] Tsai T-Y, Li J-S, Dimitriou D, Kwon Y-M. Does component alignment affect gait symmetry in unilateral total hip arthroplasty patients? *Clin Biomech (Bristol, Avon)* 2015;30:802–7. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2015.06.010>.



Contents lists available at ScienceDirect

Orthopaedics & Traumatology: Surgery & Research

journal homepage: www.elsevier.com



Original article

Quantitative gait analysis after total hip arthroplasty through a minimally invasive direct anterior approach: A case control study

Lucas Martinez^{a,b}, Nathalie Noé^a, Julien Beldame^c, Jean Matsoukis^d, Thomas Poirier^a, Helena Brunel^a, Stéphane Van Driessche^e, Matthieu Lalevée^{a,f}, Fabien Billuart^{a,b,*}

^a Laboratoire d'analyse du mouvement, Institut de formation en masso-kinésithérapie Saint-Michel, 68, rue du commerce, 75015 Paris, France

^b Unité de recherche ERPHAN, UR 20201, LNSQ, Versailles, France

^c Clinique Mègival, 1328, avenue de la Malson-Blanche, 76550 Saint-Aubin-sur-Scie, France

^d Département de chirurgie orthopédique, Groupe hospitalier du Havre, BP24, 76083, Le Havre cedex, France

^e Clinique de Montargis, 46, rue de la Quintaine, 45200 Montargis, France

^f Service de chirurgie orthopédique et traumatologique, Centre hospitalier universitaire de Rouen, 76000 Rouen, France

ARTICLE INFO

Article history:

Received 7 June 2021

Accepted 4 November 2021

Available online xxx

Keywords:

Total hip arthroplasty
Minimally invasive anterior approach
Quantitative gait analysis
Electromyography

ABSTRACT

Introduction: Total Hip Arthroplasty (THA) leads to excellent clinical and functional results. The Minimally Invasive Anterior Approach (MIAA) theoretically allows rapid recovery and a reduction in the need for rehabilitation, but alterations in muscle and static balance have previously been demonstrated. Kinetic, kinematic and muscular alterations have been shown to persist up to 1 year postoperatively but data beyond 1 year postoperatively is lacking. Thus, the objective of this study was to compare the data from Quantitative Gait Analysis (QGA) coupled with electromyography (EMG), of patients one year postoperatively with THA through MIAA, compared to an asymptomatic control group.

Hypothesis: We hypothesized that QGA and EMG parameters would not normalize beyond one year postoperatively.

Patients and Methods: Twenty-seven patients were recruited, including 15 subjects (64.6 ± 6.6 years) operated on by MIAA, who at 15.9 ± 3.1 months postoperatively, along with 12 asymptomatic control subjects (68.9 ± 9.7 years), who underwent QGA and maximal isometric muscle strength tests, coupled with EMG on the gluteus medius and maximus, Tensor Fascia Lata (TFL) and Sartorius muscles. The spatiotemporal parameters of walking (step length, walking speed, cadence, single leg support time), kinetics (vertical ground reaction forces, hip moments in the 3 planes) and kinematics (coxo-femoral and pelvic amplitudes) were analyzed.

Results: The walking speed was lower on the non-operated side of the experimental subjects (0.96 ms^{-1} compared to 1.13 ms^{-1} for asymptomatic [$p = 0.018$]), as was the step length on the operated side (0.53 m compared to 0.60 m for asymptomatic [$p = 0.042$]). Maximal isometric muscle strength was lower in subjects operated on for the gluteus maximus and medius ($p = 0.004$), compared to asymptomatic subjects. Moments were lower in the subjects operated on in extension (0.72 Nm on the operated side, 0.75 Nm on the non-operated side compared to 1.06 Nm for asymptomatic [$p = 0.007$ and $p = 0.024$]) and lateral rotation (0.09 Nm on the operated side, 0.05 Nm on the non-operated side compared to 0.16 Nm for asymptomatic subjects [$p = 0.009$ and $p = 0.0005$]). Hip adduction amplitudes were lower on the operated side compared to asymptomatic subjects (3.93° versus 9.14° for asymptomatic [$p = 0.005$]). Pelvic amplitudes in the frontal plane were lower amongst operated subjects (0.44° against 1.97° for asymptomatic [$p = 0.041$]). Pelvic amplitudes in the sagittal plane were higher in the operated subjects (15.74° on the operated side, 15.43° on the non-operated side compared to 9.65° for asymptomatic [$p = 0.041$ and $p = 0.032$]).

Discussion: Our initial hypothesis was validated, since walking deficits persisted beyond one year postoperatively after THA through MIAA. A decrease in maximal isometric muscle strength of the gluteus medius and gluteus maximus was observed, as well as an alteration of kinetic and kinematic parameters

Abbreviations: THA, Total hip arthroplasty; MIAA, Minimally Invasive anterior approach; EMG, Electromyography; DAA, Direct anterior approach.

* Corresponding author at: Laboratoire d'analyse du mouvement, Institut de formation en masso-kinésithérapie Saint-Michel, 68, rue du commerce, 75015 Paris, France. E-mail address: f.billuart@ifmk.fr (F. Billuart).

in the sagittal and frontal planes. The results were in agreement with the literature and reflected the establishment of compensatory mechanisms to overcome alterations in joint strength and range more than one year postoperatively. These results would allow rehabilitation programs to be more specific and would justify a study on the other approaches for THA.

Level of evidence: III; non-randomized control trial.

© 2022 Elsevier Masson SAS. All rights reserved.

1. Introduction

Total Hip Arthroplasty (THA) is now indicated for young, active subjects with an average age of 73 years, in the setting of hip osteoarthritis [1]. The Minimally Invasive Anterior Approach (MIAA) theoretically reduces the length of hospitalization, post-operative care and the need for rehabilitation [2,3]. However, alterations in muscle parameters and static balance are present post MIAA [4]. It therefore appears important to consider alterations in the spatiotemporal parameters of walking, kinetics and kinematics. Quantitative gait analysis identifies and quantifies these alterations [5,6].

According to the literature, alterations such as a decrease in active hip amplitudes, step length and stance phase duration on the operated side, leading to an asymmetry of gait, persist up to 1 year post MIAA [6–15]. This asymmetry, which may be due to a disturbance in the muscle activation pattern during the gait cycle [10], is demonstrated by surface electromyography (EMG). However, the literature is not as unanimous on the impact of the approach on these parameters of quantitative gait analysis and EMG. Several studies demonstrate an absence of significant differences between the type of approach used on these parameters [5,7,14,16–18]. Conversely, in other studies, recovery of walking parameters varies according to the different approaches used [6,11,19–23]. The MIAA would theoretically allow a better recovery from a kinematic point of view [14,20,21]. However, there are no data concerning MIAA on the parameters of quantitative gait analysis and EMG beyond one year postoperatively.

In view of these different elements, we conducted a case-control study with the objective of comparing the data from the quantitative gait analysis coupled with a muscle evaluation by surface EMG, one year postoperatively in subjects operated on for THA through

MIAA versus a group of asymptomatic subjects of the same age. In view of previous work evoking the alteration of static parameters after THA through MIAA [4], we hypothesized that the spatiotemporal gait parameters, muscle activation, kinetic and kinematic gait parameters would not have normalized after THA through MIAA one year postoperatively.

2. Patients and methods

2.1. Patients

Data were collected between April and May 2019. Twenty-seven volunteer subjects were divided into 2 groups (Table 1). The experimental group (MIAA, $n = 15$) benefited from THA through MIAA, while the control group of Asymptomatic Subjects (AS, $n = 12$) were between 55 and 80 years, not complaining of any pain or functional limitation, and recruited via an advertisement at the Mègival clinic (Table 1 and Fig. 1). All patients having benefited from a THA were operated on by the same experienced operator (JB at the Mègival clinic, performing MIAA exclusively, and having done at least 100 THA per year over 10 years according to this procedure). A Harris Hip Score [24] was performed on all operated subjects, prior to the operation (Table 1). This study obtained approval from the CPP Ethics Committee of the Poitiers University Hospital on April 12, 2019 (identification number: 2017-A03157-46).

2.2. Methods

The inclusion criteria for subjects operated on were THA through Hueter type MIAA [25], between 12 to 18 months postoperatively, and an indication of THA for hip osteoarthritis diagnosed by radiological and clinical examination. For AS, the inclusion criteria were an age between 55 and 80 years and a BMI < 35 kg/m².

Table 1
Characteristics of the 2 groups.

	MIAA Mean ± SD (min–max)	Asymptomatic subjects Mean ± SD (min–max)	p-value
Number	15	12	
Age (years)	68.9 ± 9.7 (57–81)	64.6 ± 6.6 (58–80)	0.21
Gender (Male (M)/Female (F))	9 M/6 F	6 M/6 F	0.9
Size (cm)	168.8 ± 8.5 (155–180)	169.2 ± 9.0 (158–186)	0.96
Mass (kg)	78.2 ± 15.2 (63–102)	75.4 ± 15.7 (61–110)	0.51
Body Mass Index (kg/m ²)	27.4 ± 4.4 (17.9–33.7)	26.3 ± 4.5 (19.6–31.9)	0.3
Operated side (R/L)	6/9	ø	NA
Laterality (L/R = Left/Right)	13R/2L	9R/3L	0.78
Harris Score (/100) [24]	56.8 ± 11.0 (43.6–69.4)	ø	NA
Postoperative period (months)	15.9 ± 3.1 (13–17)	ø	NA

SD: standard deviation; R: Right; L: Left; (min–max): minimum and maximum value of the parameter; ø: not applicable; MIAA: experimental group operated on through the Minimally Invasive Anterior Approach; NA: not applicable.

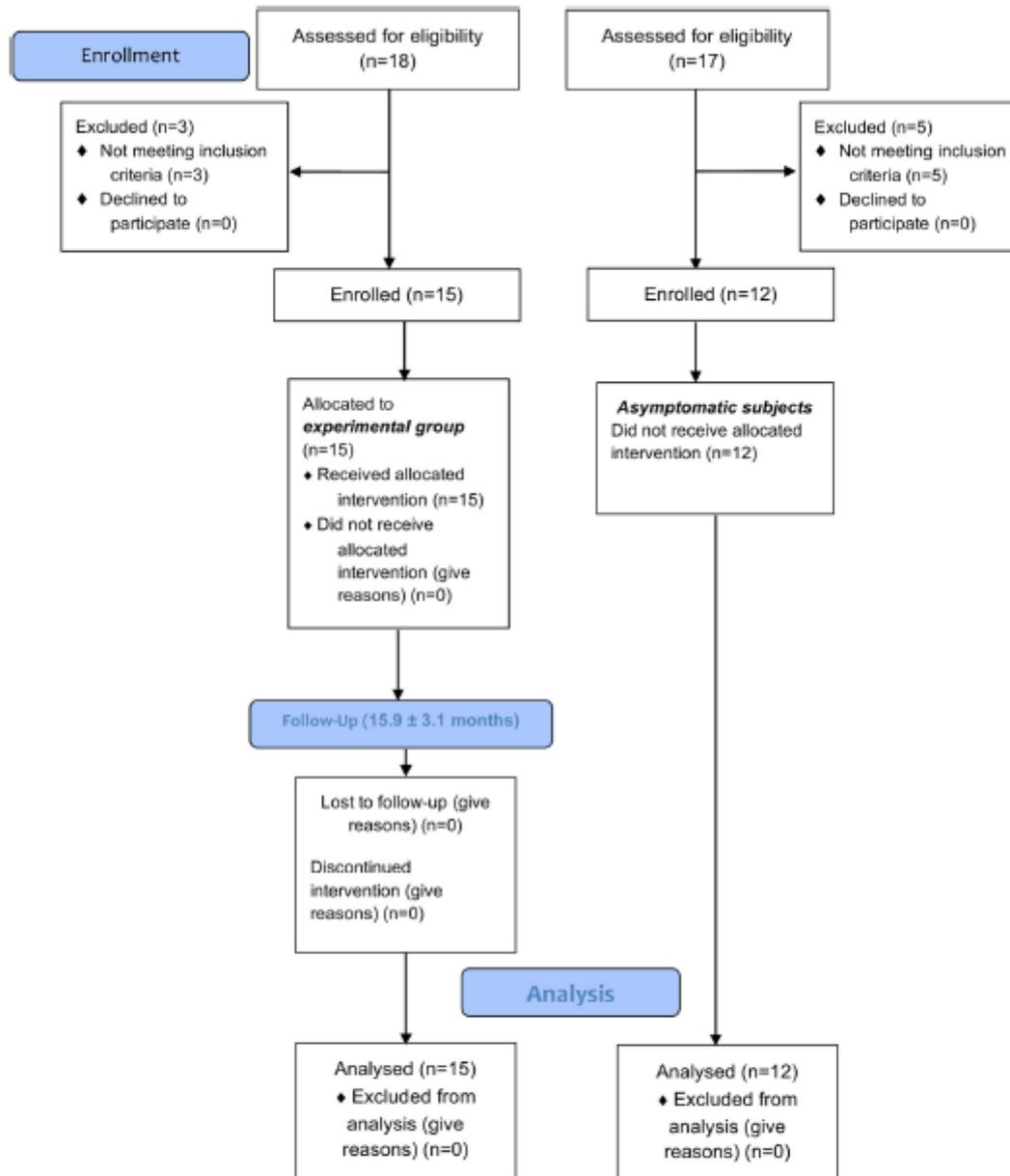


Fig. 1. Study Flowchart. Experimental group= group operated on through MIAA.

For the operated subjects, the exclusion criteria were revision of THA, dislocation, presence of contralateral THA for less than 5 years, knee prosthesis regardless of laterality, presence of infectious or thromboembolic complications. Symptoms of orthopedic pathologies on a joint other than the hip operated on in the 6 months preceding the intervention, neurological, vestibular pathologies, visual, cardiovascular, respiratory, cognitive and psychiatric disorders, consumption of alcohol or drugs in the previous 24 h (exclusion criteria also shared by the AS).

The following prosthetic material was used in the operated subjects: Charnley-Kerboull type cemented stems: Institution™ (Groupe Lépine, Genay, France). The acetabular component was a CARGOS™ cup (Groupe Lépine, Genay, France) with a ceramic insert and a 36 mm head for subjects under 65 years of age ($n=3$

subjects), or a QUATTRO™ PNP dual mobility cup (Groupe Lépine, Genay, France) with a 28 mm ceramic head for subjects over 65 years old ($n=12$ subjects).

The lever arms of the hip stabilizers were restored ($\Delta \leq 5$ mm compared to the preoperative measurements performed with OrthoView™ [Materialize, Belgium]).

Postoperatively, the same treatment protocol was applied: medical treatment, nursing care, no orthosis, walking between D1 and D2 postoperatively with full weight-bearing supported by two sticks or a walker and immediate. The average length of hospitalization was 3.5 days (between 1 and 5 days). All the patients benefited from rehabilitation sessions based on mobilizations, reinforcement without gravity, then under load, and functional exercises.



Fig. 2. Placement of reflective skin markers according to the Plug-in-Gait Lower body model [26]. Forty-six markers were placed on each subject (23 on each lower limb: 2 on the pelvis, 11 on the thigh, 7 on the tibial segment and 3 on the foot).

For the quantitative gait analysis, each subject walked a 14-meter walking lane in which 3 AccuGait™ stabilometry platforms were integrated (AMTI™, Watertown, United States), at a comfortable speed and without shoes. Forty-six reflective skin markers (23 on each lower limb) were placed on each subject, according to the Plug-In-Gait Lower Body model [26] (Fig. 2). Trials were only validated if the subject placed all of one foot on each stabilometry platform and were repeated until 3 valid trials were obtained. The operators undertook this without informing the subject so as not to modify their gait cycle. Data from 8 Bonita B10™ optoelectronic cameras (Vicon Motion System Ltd, Oxford, UK), 2 Bonita 720C B10™ video cameras (Vicon Motion System Ltd, Oxford, UK), stabilometry and EMG platforms MiniWave™ wireless surface (Cometa SRL, Milan, Italy) were recorded simultaneously using Vicon Nexus™ software version 2.5 (Vicon Motion System Ltd, Oxford, UK).

2.3. Assessment methods

2.3.1. 2.3.1 Surface EMG and Maximal Isometric Muscle Strength assessment

In order to normalize the EMG signal recorded during the quantitative gait analysis, the EMG activity of the gluteus maximus, gluteus medius, TFL and sartorius muscles was recorded (according to SENIAM recommendations [27]) during a Maximal Isometric Muscle Strength test on the left and right lower limbs of each patient using a MicroFET 2™ compression dynamometer (Hoggan, Salt Lake City, USA). The maximal isometric muscle force moments (in Nm) of the gluteus maximus, gluteus medius, TFL and sartorius, were obtained by the product between the isometric maximum muscle force and the lever arm. The latter corresponds to the distance measured between the center of the hip joint and the application point of the dynamometer.

2.3.2. Quantitative Analysis data for Gait

Prior to the recording of the Quantitative Gait Analysis data, a static calibration was required for the stabilometry platforms and the optoelectronic system, in order to obtain a custom model. Quantitative gait analysis data was transferred to Polygon™ soft-

ware (Vicon Motion System Ltd, Oxford, UK) which averaged and normalized the 3 valid trials.

Thus, the quantitative gait analysis data retained were:

- spatiotemporal parameters:
 - single support (in seconds) which corresponds to the phase time of unipedal support,
 - walking speed (in m/s),
 - step length (in meters) which corresponds to the distance between the heel of one foot and the heel of the contralateral foot during the bipedal support time [17],
 - cadence (in steps/min);
- kinetic parameters:
 - vertical ground reaction forces collected by stabilometry platforms (Fig. 3):
 - leg weight bearing resumption phase characterized by a force peak following the impact of the heel on the ground (Fz1),
 - minimum force found during the unipedal support phase (Fz2),
 - peak force during the swing phase (Fz3);
 - the moments of the hip (in Nm) in the 3 planes (X: Flexion/Extension; Y: Abduction/Adduction; Z: Medial Rotation/Lateral Rotation);
- kinematic parameters:
 - maximal coxofemoral amplitudes in degrees in the sagittal (flexion/extension) and frontal (adduction/abduction) plane,
 - pelvic amplitudes in degrees in the sagittal plane (*Tilt*: Anteversion/Retroversion) and frontal (*Obliquity*: inclination).

Each lower limb was evaluated by:

- Lower limbs of asymptomatic subjects: the average of the two lower limbs was taken.
- Operated side for operated subjects
- Non-operated side for operated subjects

2.4. Statistical analysis

Statistics were expressed as means and standard deviations. We set the significance level at $\alpha = 0.05$. Non-parametric tests were used to compare the different groups, since a normal distribution of the variables could not be guaranteed. Group homogeneity was assessed with the Chi-square test, a Yates' correction for categorical data and the Mann-Whitney test for numerical data. For each variable and each test, general comparisons were made by a Kruskal-Wallis test, while paired comparisons were obtained by a Mann-Whitney test. A post-hoc power calculation was carried out from the results, using the values observed in the test as an estimate of the effect. Calculations made from the difference observed between groups for gait speed, our most significant variable, led to the conclusion that a power threshold of 95% is reached with the inclusion of 9 subjects in each group. The gait speed parameter was used because it is a central clinical parameter of the quantitative gait analysis used in several studies [9,10,18]. All statistical analyzes were performed using R™ software version 4.0.4 (Bell Laboratories, Murray Hill, USA).

3. Results

There was no significant difference between the 2 groups in terms of their characteristics, thus allowing comparison of the groups (Table 1).

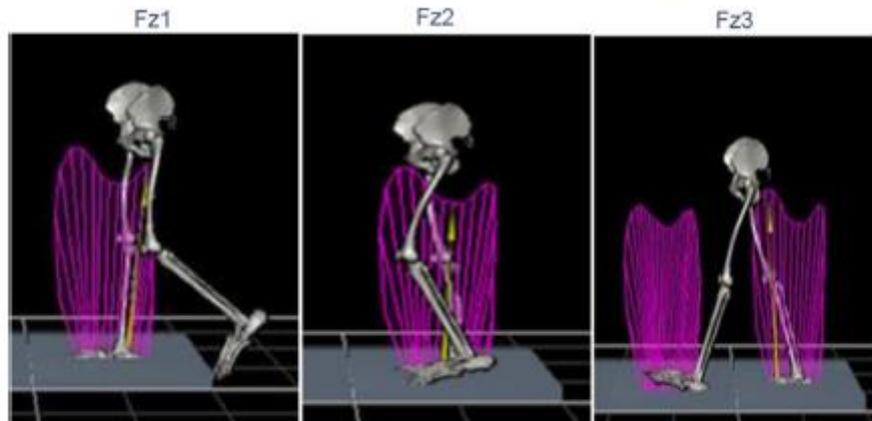


Fig. 3. Vertical ground reaction forces collected by the Stabilometry Platforms. Fz1: leg weight bearing resumption phase characterized by a force peak following the impact of the heel on the ground. Fz2: minimum force found during the unipedal support phase. Fz3: peak force during the swing phase.

Table 2
Results of the spatiotemporal gait parameters and comparison of 2 by 2 groups.

Gait parameters	Unipedal support hold time (seconds)	Speed (meters/second)	Step length (meters)	Cadence (steps/minutes)
Operated side Mean ± Standard deviation (min-max)	0.43 ± 0.08 (0.31–0.52)	0.99 ± 0.08 (0.80–1.01)	0.53 ± 0.04 (0.51–0.62)	107.40 ± 3.77 (101–112)
Non-Operated side Mean ± Standard deviation (min-max)	0.44 ± 0.11 (0.37–0.49)	0.96 ± 0.12 (0.78–1.09)	0.56 ± 0.05 (0.49–0.62)	106.73 ± 12.84 (102–123)
Asymptomatic subjects Mean ± Standard deviation (min-max)	0.40 ± 0.11 (0.33–0.47)	1.13 ± 0.06 (0.97–1.22)	0.60 ± 0.08 (0.58–0.71)	112.93 ± 5.53 (107–119)
p value Operated Side vs. Asymptomatic Subject	0.203	0.070	0.042*	0.074
p value Operated side vs. Non-Operated side	0.723	0.739	0.236	0.884
p value Non-Operated Side vs. Asymptomatic Subjects	0.085	0.018*	0.078	0.107

vs.: versus; min: Minimum; max: maximum.
* significant difference.

3.1. Spatiotemporal parameters of gait

The comparison of 2 by 2 groups (Table 2) showed a significant difference between the non-operated side and the lower limbs of asymptomatic subjects for gait speed ($p=0.018$), and between the operated side and the lower limbs of asymptomatic subjects for stride length ($p=0.042$).

3.2. Isometric maximum muscle force moments

There was no significant difference between the operated and non-operated side regardless of the muscle group. There was a significant decrease between the operated side and the lower limbs of asymptomatic subjects in the moment of maximal isometric muscle force of the gluteus maximus ($p=0.0004$) and gluteus medius ($p=0.004$) (Fig. 4). There was also a decrease in the same moments of maximal isometric muscle force on the non-operated side (gluteus maximus ($p=0.0001$), gluteus medius ($p=0.006$)) compared to the lower limbs of asymptomatic subjects (Figure 4).

3.3. Kinetic parameters

Vertical ground reaction forces.

There was no significant difference between the 3 groups regardless of the parameter (F_z1 , F_z2 , F_z3).

Hip moments in the 3 planes

Comparison of hip moments in the 3 planes (Table 3) showed a significant decrease in extension moments on the operated side ($p=0.007$) and on the non-operated side ($p=0.024$) compared to asymptomatic subjects. This decrease was also found for the moments in lateral rotation on the operated side ($p=0.009$) and on the non-operated side ($p=0.0005$) compared to asymptomatic subjects. There was also a significant increase in lateral torque on the operated side compared to the non-operated side ($p=0.021$).

3.4. Kinematic parameters

Maximal hip amplitudes in the frontal and sagittal planes

There was a significant decrease in hip amplitude on the operated side in the frontal plane (adduction: $p=0.005$) compared to asymptomatic subjects (Table 4).

Pelvic amplitudes in the frontal and sagittal planes

There was an increase in pelvic amplitudes in the sagittal plane in the operated and non-operated side compared to asymptomatic subjects. There was also a significant increase in pelvic amplitudes in the frontal plane for the non-operated side compared to the operated side (Table 5).

4. Discussion

Significant alterations in static and muscle parameters are present after THA through MIAA [4] as well as in gait parameters

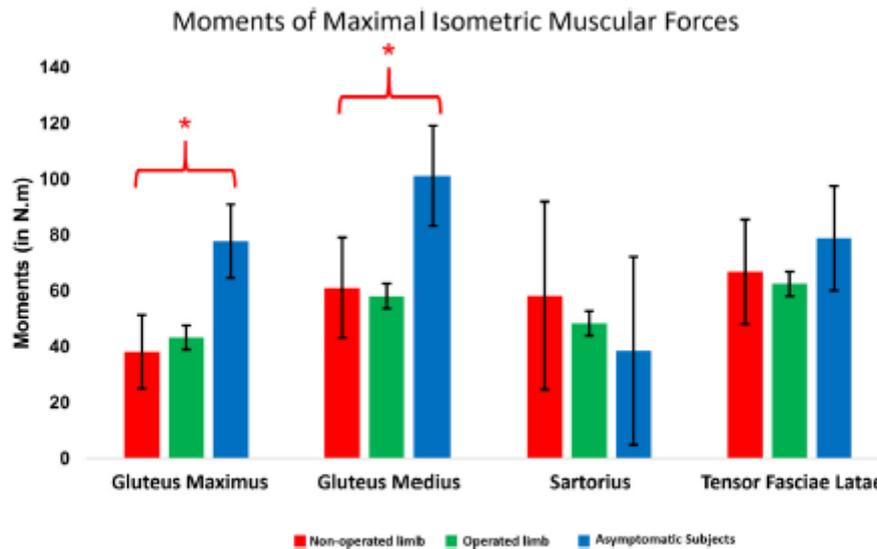


Fig. 4. Maximal Isometric Muscle Force Moments of Gluteus maximus, Gluteus medius, Sartorius and Tensor Fascia Lata. *: significant difference; Nm: Newton per meter.

Table 3
Results of hip moments in the 3 planes and comparison of 2 by 2 groups.

Hip moments (in Nm)	Operated side Mean ± standard deviation (min-max)	Non-operated side Mean ± standard deviation (min-max)	Asymptomatic subjects Mean ± standard deviation (min-max)	Operated side vs. asymptomatic subjects p-value	Operated side vs. non-operated side p-value	Non-operated side vs. asymptomatic subjects p-value
Flex moment	0.53 ± 0.23 (0.47-0.73)	0.58 ± 0.25 (0.49-0.76)	0.60 ± 0.26 (0.45-0.81)	0.558	0.771	0.751
Extension moment	0.72 ± 0.21 (0.34-0.98)	0.75 ± 0.25 (0.45-0.89)	1.06 ± 0.33 (0.89-1.23)	0.007*	0.575	0.024*
Adduction moment	0.73 ± 0.22 (0.56-0.90)	0.73 ± 0.25 (0.64-0.88)	0.80 ± 0.15 (0.67-1.04)	0.696	0.917	0.574
Abduction moment	0.20 ± 0.12 (0.13-0.34)	0.15 ± 0.12 (0.10-0.29)	0.20 ± 0.09 (0.12-0.31)	0.751	0.220	0.124
Lateral rotation moment	0.09 ± 0.04 (0.03-0.12)	0.05 ± 0.05 (0.02-0.13)	0.16 ± 0.07 (0.09-0.20)	0.009*	0.021*	0.0005*
Medial rotation moment	0.09 ± 0.09 (0.04-0.13)	0.11 ± 0.09 (0.08-0.2)	0.10 ± 0.06 (0.05-0.13)	0.195	0.088	1

vs: versus; min: Minimum; max: maximum.
* significant difference.

Table 4
Results of maximal hip amplitudes in frontal and sagittal planes, and comparison of 2 by 2 groups.

Maximal hip range of motion (in degrees)	Operated side Mean ± standard deviation (min-max)	Non-operated side Mean ± standard deviation (min-max)	Asymptomatic subjects Mean ± standard deviation (min-max)	Operated side vs. asymptomatic subjects p-value	Operated side vs. non-operated side p-value	Non-operated side vs. asymptomatic subjects p-value
Flexion	35.58 ± 7.91 (29.97-45.90)	35.39 ± 8.79 (30.46-44.89)	34.67 ± 7.59 (28.82-43.18)	0.904	1	0.904
Extension	2.63 ± 9.56 (-7.56-10.96)	0.40 ± 12.35 (-10.47-13.82)	5.78 ± 6.90 (-1.89-10.09)	0.372	0.713	0.322
Adduction	3.93 ± 3.56 (1.44-7.67)	5.54 ± 5.35 (0.67-9.45)	9.14 ± 4.38 (2.23-13.78)	0.005*	0.594	0.066
Abduction	4.70 ± 6.13 (0-11.56)	2.51 ± 4.12 (0-8.41)	1.50 ± 3.50 (0-5.38)	0.074	0.267	0.614

vs.: versus.
* significant difference.

[6–15]. Thus, the objective of this study was to compare the data from quantitative gait analysis and EMG of subjects one year post-operatively from THA through MIAA, compared to asymptomatic subjects. A significant decrease in the spatiotemporal parameters of gait, moments of maximal isometric muscle force of the gluteus maximus and the gluteus medius were observed, as well as an alteration of the kinetic and kinematic parameters in the three planes.

Our hypothesis suggesting that there would be no normalization of spatiotemporal parameters, muscle activation, kinetic and kinematic gait parameters was thus verified. In fact, concerning the spatiotemporal gait parameters, the operated subjects exhibited a persistent deterioration in their walking speed and their stride length compared to asymptomatic subjects beyond one year after the surgery (Table 2). These results are comparable to the literature,

Table 5

Results of the pelvic articular amplitudes in the frontal and sagittal planes, and comparison of 2 by 2 groups.

Pelvic articular amplitudes (in degrees)	Operated side Mean ± standard deviation (min-max)	Non-operated side Mean ± standard deviation (min-max)	Asymptomatic subjects Mean ± standard deviation (min-max)	Operated side vs. asymptomatic subjects p-value	Operated side vs. non-operated side p-value	Non-operated side vs. asymptomatic subjects p-value
Tilt (sagittal plane)	15.74 ± 7.33 (8.61–19.34)	15.43 ± 6.98 (9.89–20.33)	9.65 ± 5.83 (7.06–14.30)	0.041*	0.806	0.032*
Obliquity (frontal plane)	0.44 ± 2.92 (0–2.89)	3.67 ± 3.11 (0–5.29)	1.97 ± 2.09 (0–4.29)	0.427	0.0008*	0.046*

vs.: versus; min: Minimum; max: maximum.

* significant difference

where a persistent deficit in gait speed [9,10,21] and stride length [6] have been identified.

Concerning the moments of Maximal Isometric Muscle Force, a significant degradation ($p < 0.05^*$, Figure 4) of the moment of the gluteus medius and gluteus maximus between the operated side and the asymptomatic subjects, but also on the non-operated side, was observed. The results identified for the gluteal medius were in agreement with the literature. Indeed, Lenaerts et al. [28] observed a significant decrease in the strength of the flexors and abductors on the operated side and only the abductors on the non-operated side.

According to Li et al. [29], there are no differences amongst kinetic parameters between the operated and non-operated side after THA through MIAA. The results of the present study were in agreement with this work. In the sagittal plane, a significant reduction in the moments of extension on the operated and non-operated side compared to asymptomatic subjects was observed one year postoperatively. Rathod et al. [14] observed these differences at 6 months after a MIAA. However, these differences disappeared one year postoperatively. As with the data in the literature [7,14,18,20], the flex moments showed no significant difference between the groups (Table 3). In the frontal plane, no significant difference was observed, unlike Klausmeier et al. [20] who identified differences between MIAA and asymptomatic subjects. In the transverse plane, significant differences were found between the three groups for the moments in lateral rotation (Table 3). Varin et al. [7] also observed a significant decrease in lateral rotational moments in subjects operated on through MIAA compared to asymptomatic subjects. These results were confirmed by the work of Cailleaud et al. [30] who observed fatty degeneration of the trochanteric cells in connection with the surgery. However, according to Agten et al. [31], MIAAs injure soft tissues less than other minimally invasive pathways.

Regarding the kinematic parameters, in the sagittal plane, there were no significant differences in the amplitudes of hip flexion between the 3 groups (Table 4). Concerning this parameter, the literature is not unanimous. Indeed, Varin et al. [7] observed results similar to those of the present study, while Beaulieu et al. [12] revealed a significant decrease in peak hip flexion on the operated side. Contrary to the data in the literature, there was no significant difference in peak hip extension [7,12] (Table 4). However, it is interesting to note the large variation of data on this parameter (Table 4). These results are due to the numerous negative values of the data characterizing a lack of hip extension. In the frontal plane, there were significant differences for peak adduction (Table 4). The 2 by 2 test made it possible to specify these results, showing a significant decrease in this parameter on the operated side compared to asymptomatic subjects (Table 4). Li et al. [29] observed a decrease in hip range of motion in the frontal plane, more than one year postoperatively for THA. According to Lamontagne et al. [8], subjects operated on for THA would limit their adduction in order to reduce the abduction moment. This strategy would thus make it possible to counterbalance the opposite moment induced by the center of mass during the unipedal weightbearing, maintaining pelvic stability in the frontal plane.

Regarding the pelvis, 2 by 2 tests revealed significant increases in peak amplitudes in the sagittal plane, between the operated side and asymptomatic subjects, as well as between the non-operated side and asymptomatic subjects (Table 5). Pospischill et al. [32] also observed a significant increase in anteversion in subjects operated on for THA. This increase acts as a compensatory mechanism when the step length is reduced and the kinematic parameters of the hip in the sagittal plane are disturbed [9,33]. The significant decrease in pelvic amplitude in the frontal plane (operated side versus non-operated side) observed in the present study could be related to lateral hip stabilizer weakness [32]. Finally, regarding quantitative gait analysis and muscle parameter degradation, we hypothesized that the development of osteoarthritis on the non-operated side leads to modified motor gait patterns that persist, even after surgery.

This study has several limitations:

- the study did not assess subjects preoperatively, which does not allow a comparison of patient recovery from their previous condition. Nevertheless, we chose to compare the operated patients with asymptomatic subjects because the operated patients all presented significant restrictions of preoperative mobility, used walking aids and had pain preventing measurements of maximal isometric muscle strength and repetitive phases in quantitative gait analysis;
- we used the Plug-in-Gait to perform the quantitative gait analyzes. This model is personalized for each subject but is based on anthropometric data. It is therefore not certain that the center of the hip is in the right place. However, all studies in the literature are carried out using this methodology. We plan to improve our models using 3D planning [34];
- the offset was measured in 2D. This measurement presents significant uncertainty [35], hence 5 mm was tolerated to account for the restored offset. The subjects did not have X-ray examinations of joints that had not been operated on. We therefore cannot exclude signs of contralateral osteoarthritis although the mobility of the non-operated hip was clinically assessed as physiological;
- finally, the size of the cohort was small due to various exclusion criteria. However, the fixed statistical power was retained.

5. Conclusion

The results of the present study demonstrated persistent gait deficits after THA through MIAA. Indeed, a significant decrease in the spatiotemporal gait parameters, moments of maximal isometric muscle force of the gluteus maximus and gluteus medius were observed, as well as an alteration of the kinetic and kinematic parameters in the three planes, particularly sagittal and frontal. These alterations were in agreement with the literature and reflect the establishment of compensatory mechanisms for alterations in hip strength and range of motion, one year postoperatively. Despite being minor, these alterations raise further arguments for rehabilitation adapted to the deficits related to MIAA,

G Model

OTSR-103214; No. of Pages 8

ARTICLE IN PRESS

L. Martinez, N. Noé, J. Beldame et al.

Orthopaedics & Traumatology: Surgery & Research xxx (xxxx) xxx

particularly, specific muscular reinforcement of the gluteus maximus and gluteus medius, as well as functional recovery of hip extension. Subsequently, it appears relevant to carry out the same study on the different approaches initially used in THA.

Disclosure of interest

Fabien Billuart, Lucas Martinez, Nathalie Noé, Thomas Poirier and Helena Brunel declare that they have no conflict of interest. Jean Matsoukis receives benefits and compensation unrelated to this study from Amplitude, Sanofi and Tornier. Matthieu Lalevée receives benefits and compensation unrelated to this study from FH, Arthrex and Stryker. Julien Beldame receives benefits and compensation unrelated to this study from FH, Arthrex, Smith and Nephew and Tornier. Stéphane Van Driessche receives benefits and compensation unrelated to this study from Ceraver Osteal Leo Pharma and Sanofi.

Funding

No funding was received for this study.

Contribution

Study design: Fabien Billuart; carrying out the measurements: Lucas Martinez, Nathalie Noé, Thomas Poirier; article writing: Lucas Martinez, Matthieu Lalevée; project management, supervision, revisions and corrections: Fabien Billuart, Jean Matsoukis, Stéphane Van Driessche; proofreading and review of the article: Julien Beldame, Matthieu Lalevée; Statistics: Helena Brunel.

Ethics Committee

Authorization obtained by the CPP of the University Hospital of Poitiers on April 12, 2019 (identification number: 2017-A03157-46).

Acknowledgment

We thank Helena Brunel for the statistical work.

References

[1] Putman S, Girier N, Girard J, Pasquier G, Migaud H, Chazard E. Épidémiologie des prothèses de hanche en France : analyse de la base nationale du PMSI de 2008 à 2014. *Rev Chir Orthopédique Traumatol* 2017; 103:590.

[2] De Ladoucette A, Merti P, Henry M-P, Bonin N, Tracol P, Courtin C, et al. Fast track protocol for primary total hip arthroplasty in non-trauma cases reduces the length of hospital stay: prospective French multicenter study. *Orthop Traumatol Surg Res* 2020;106:1527–31.

[3] Micicoi G, Bernard de Dompure R, Tran L, Carles M, Boileau P, Bronsard N, et al. Early morbidity and mortality after one-stage bilateral THA: anterior versus posterior approach. *Orthop Traumatol Surg Res* 2019;105:1265–70.

[4] Bernard J, Razanabola F, Beldame J, Van Driessche S, Brunel H, Poirier T, et al. Electromyographic study of hip muscles involved in total hip arthroplasty: surprising results using the direct anterior minimally invasive approach. *Orthop Traumatol Surg Res* 2018;104:1137–42.

[5] Müller M, Schwachmeyer V, Tohtz S, Taylor WR, Duda GN, Perka C, et al. The direct lateral approach: impact on gait patterns, foot progression angle and pain in comparison with a minimally invasive anterolateral approach. *Arch Orthop Trauma Surg* 2012;132:725–31.

[6] Kiss RM, Illyés Á. Comparison of gait parameters in patients following total hip arthroplasty with a direct-lateral or antero-lateral surgical approach. *Hum Mov Sci* 2012;31:1302–16.

[7] Varin D, Lamontagne M, Beaulé PE. Does the anterior approach for THA provide closer-to-normal lower-limb motion? *J Arthroplasty* 2013;28:1401–7.

[8] Lamontagne M, Beaulé ML, Beaulé PE. Comparison of joint mechanics of both lower limbs of THA patients with healthy participants during stair ascent and descent. *J Orthop Res* 2011;29:305–11.

[9] Bennett D, Humphreys L, O'Brien S, Orr J, Beverland DE. Temporospatial parameters of hip replacement patients ten years post-operatively. *Int Orthop* 2009;33:1203–7.

[10] Agostini V, Ganio D, Facchin K, Cane L, Moreira Carneiro S, Knäflitz M. Gait parameters and muscle activation patterns at 3, 6 and 12 months after total hip arthroplasty. *J Arthroplasty* 2014;29:1265–72.

[11] Mantovani G, Lamontagne M, Varin D, Cerulli GG, Beaulé PE. Comparison of total hip arthroplasty surgical approaches by Principal Component Analysis. *J Biomech* 2012;45:2109–15.

[12] Beaulé ML, Lamontagne M, Beaulé PE. Lower limb biomechanics during gait do not return to normal following total hip arthroplasty. *Gait Posture* 2010;32:269–73.

[13] Mazzoli D, Giannotti E, Longhi M, Prati P, Masiero S, Merlo A. Age explains limited hip extension recovery at one year from total hip arthroplasty. *Clin Biomech Bristol Avon* 2017;48:35–41.

[14] Rathod PA, Orishimo KF, Kremenic IJ, Deshmukh AJ, Rodriguez JA. Similar improvement in gait parameters following direct anterior & posterior approach total hip arthroplasty. *J Arthroplasty* 2014;29:1261–4.

[15] Renkawitz T, Weber T, Dullien S, Woerner M, Dendorfer S, Grifka J, et al. Leg length and offset differences above 5mm after total hip arthroplasty are associated with altered gait kinematics. *Gait Posture* 2016;49:196–201.

[16] Maffuletti NA, Impellizzeri FM, Widler K, Bizzini M, Kain MSH, Munzinger U, et al. Spatiotemporal parameters of gait after total hip replacement: anterior versus posterior approach. *Orthop Clin North Am* 2009;40:407–15.

[17] Queen RM, Butler RJ, Watters TS, Kelley SS, Attarian DE, Bolognesi MP. The effect of total hip arthroplasty surgical approach on postoperative gait mechanics. *J Arthroplasty* 2011;26:66–71.

[18] Zeni J, Madara K, Witmer H, Gerhardt R, Rubano J. The effect of surgical approach on gait mechanics after total hip arthroplasty. *J Electromyogr Kinesiol* 2018;38:28–33.

[19] Madsen MS, Ritter MA, Morris HH, Meding JB, Berend ME, Faris PM, et al. The effect of total hip arthroplasty surgical approach on gait. *J Orthop Res* 2004;22:44–50.

[20] Klausmeier V, Lugade V, Jewett BA, Collis DK, Chou L-S. Is there faster recovery with an anterior or anterolateral THA? A pilot study. *Clin Orthop Relat Res* 2010;468:533–41.

[21] Mayr E, Nogler M, Benedetti M-G, Kessler O, Reinthaler A, Krismer M, et al. A prospective randomized assessment of earlier functional recovery in THA patients treated by minimally invasive direct anterior approach: a gait analysis study. *Clin Biomech Bristol Avon* 2009;24:812–8.

[22] Petis S, Howard J, Lanting B, Jones I, Birmingham T, Vasarhelyi E. Comparing the anterior, posterior and lateral approach: gait analysis in total hip arthroplasty. *Can J Surg* 2018;61:50–7.

[23] Van Driessche S, Billuart F, Martinez L, Brunel H, Guiffault P, Beldame J, et al. Short-term comparison of postural effects of three minimally invasive hip approaches in primary total hip arthroplasty: direct anterior, posterolateral and Röttinger. *Orthop Traumatol Surg Res* 2016;102:729–34.

[24] Harris WH. Traumatic arthritis of the hip after dislocation and acetabular fractures: treatment by mold arthroplasty. An end-result study using a new method of result evaluation. *J Bone Joint Surg Am* 1969;51:737–55.

[25] Lalevée M, Matsoukis J, Beldame J, Brunel H, Billuart F, Van Driessche S. MRI assessment of piriformis-sparing posterior approach in total hip arthroplasty. *Orthop Traumatol Surg Res* 2021;103085. doi: 10.1016/j.otsr.2021.103085. In Press.

[26] Kairz H, Graham D, Edwards J, Walsh HPJ, Maine S, Boyd RN, et al. Reliability of four models for clinical gait analysis. *Gait Posture* 2017;54:325–31.

[27] Hermens HJ, Roessingh Research and Development BV, editors. European recommendations for surface ElectroMyoGraphy: results of the SENIAM project. Enschede: Roessingh Research and Development; 1999.

[28] Lenaerts G, Mulier M, Spaepen A, Van der Perre G, Jonkers I. Aberrant pelvis and hip kinematics impair hip loading before and after total hip replacement. *Gait Posture* 2009;30:296–302.

[29] Li J, Redmond AC, Jin Z, Fisher J, Stone MH, Stewart TD. Hip contact forces in asymptomatic total hip replacement patients differ from normal healthy individuals: Implications for preclinical testing. *Clin Biomech Bristol Avon* 2014;29:747–51.

[30] Caillaud M, Lalevée M, Matsoukis J, Beldame J, Masse M, Billuart F, et al. Fatty muscle infiltration of the hip lateral rotator muscles following direct anterior minimally invasive total hip arthroplasty. *Orthop Traumatol Surg Res* 2020;106:1515–21.

[31] Agten G, Sutter R, Dora C, Pfirrmann CWA. MR imaging of soft tissue alterations after total hip arthroplasty: comparison of classic surgical approaches. *Eur Radiol* 2017;27:1312–21.

[32] Pospischiil M, Kranzl A, Attwenger B, Knahr K. Minimally invasive compared with traditional transgluteal approach for total hip arthroplasty: a comparative gait analysis. *J Bone Joint Surg Am* 2010;92:328–37.

[33] Tsai TY, Li JS, Dimitriou D, Kwon YM. Does component alignment affect gait symmetry in unilateral total hip arthroplasty patients? *Clin Biomech Bristol Avon* 2015;30:802–7.

[34] Sariali E, Klouche S, Mouttet A, Pascal-Moussellard H. The effect of femoral offset modification on gait after total hip arthroplasty. *Acta Orthop* 2014;85:123–7.

[35] O'Connor JD, Hill JC, Beverland DE, Dunne NJ, Lennon AB. Influence of preoperative femoral orientation on radiographic measures of femoral head height in total hip replacement. *Clin Biomech* 2021;81:105247.

2.3 ETUDE 3

**ANALYSE QUANTIFIÉE DE LA MARCHÉ DANS LE CADRE D'UNE
ARTHROPLASTIE TOTALE DE HANCHE PAR VOIE DIRECTE ANTERO-
LATÉRALE MINI-INVASIVE : ÉTUDE CONTRÔLÉE**

**Matthieu Lalevée, Lucas Martinez, Benjamin Rey, Julien Beldame,
Jean Matsoukis, Thomas Poirier, Helena Brunel, Stéphane Van
Driessche, Nathalie Noé, Fabien Billuart.**

Article publié dans *Orthopaedics & Traumatology : Surgery & Research* en
Décembre 2022

Impact Factor : 2.256 ; H-Index : 63 ; notée Q1 par le *Scimago Journal &
Country Rank*



2.3.1 Introduction

Dans le deuxième travail de cette thèse, nous étions partis du postulat que si les paramètres stabilométriques n'étaient pas normalisés en postopératoire d'Arthroplastie Totale de Hanche [1], il était alors probable que les paramètres d'Analyse Quantifiée de la Marche ne le soient pas non plus. La littérature n'apporte que peu de preuve sur la période au-delà d'un an postopératoire d'une Arthroplastie Totale de Hanche par voie mini-invasive, et aucune lorsque les sujets opérés sont comparés avec des sujets asymptomatiques de la même tranche d'âge. Ainsi nous avons comparé les données d'Analyse Quantifiée de la Marche couplées à une évaluation musculaire par électromyographie, à un an postopératoire chez des sujets opérés d'une Arthroplastie Totale de Hanche par Voie Antérieure à un groupe de sujets asymptomatiques du même âge. Notre hypothèse suggérant que les paramètres d'Analyse Quantifiée de la Marche ne seraient pas normalisés à un an postopératoire étaient vérifiés. Une dégradation persistante des paramètres spatiotemporels des sujets opérés était constatée. Les moments de Force Musculaire Maximale Isométrique, moments de hanche dans deux plans sur trois et les amplitudes du bassin et de la hanche présentaient également des altérations [2].

C'est dans ce contexte qu'a été développé le troisième travail de cette thèse, résumé ci-après et dont l'article original est joint après la bibliographie. L'objectif de ce troisième travail de thèse était de comparer les données d'Analyse Quantifiée de la Marche couplées à une évaluation musculaire, à un an postopératoire chez des sujets opérés

d'une Arthroplastie Totale de Hanche par Voie de Röttinger à un groupe de sujets asymptomatiques du même âge.

Après la Voie Antérieure, nous avons choisi de nous focaliser sur la Voie de Röttinger notamment en raison des altérations musculaires à type d'Infiltration Graisseuse Musculaire mis en évidence par Billuart *et al.* [3] et Lalevée *et al.* [4] que nous avons présenté en introduction de cette thèse.

Au regard de ces travaux et de celui présenté dans la Partie 2.2 [2] de cette thèse, nous avons émis l'hypothèse que les paramètres spatiotemporels de la marche, les moments de Force Musculaire Maximale Isométrique, les paramètres cinétiques et cinématiques de la marche ne se seraient pas non plus normalisés après un an postopératoire.

2.3.2 Matériels et Méthodes

Ainsi, trente-et-un sujet volontaires ont été répartis en deux groupes :

- Un groupe expérimental (VdR) de seize sujets ayant bénéficié d'une Arthroplastie Totale de Hanche par Voie de Röttinger ;
- Un groupe témoin de quinze Sujets Asymptomatiques entre cinquante-cinq et quatre-vingts ans (SA) ne présentant aucun signe clinique de coxarthrose.

Tous les patients ayant bénéficié d'une Arthroplastie Totale de Hanche par Voie de Röttinger sur une indication de coxarthrose

primitives ont été opérés par le même opérateur et ont été inclus dans l'étude entre douze et dix-huit mois postopératoires.

Pour l'Analyse Quantifiée de la Marche, chaque sujet parcourait à vitesse confortable et sans chaussures, un couloir de marche de quatorze mètres dans lequel était intégrées trois plateformes de force AccuGait™ (AMTI™, Watertown, États-Unis). Sur chaque sujet, quarante-six marqueurs cutanés réfléchissants (vingt-trois sur chaque membre inférieur) étaient placés selon le modèle Vicon Plug-In-Gait Lower Body. Les essais n'étaient validés que si le sujet posait l'intégralité d'un pied sur chaque plateforme de stabilométrie et étaient recommencés jusqu'à l'obtention de trois essais valides. Les opérateurs y veillaient sans en informer le sujet afin de ne pas modifier son cycle de marche. Les données de huit caméras optoélectroniques Bonita B10™ (Vicon Motion System Ltd, Oxford, Royaume Uni), de deux caméras vidéo Bonita 720C B10™ (Vicon Motion System Ltd, Oxford, Royaume Uni), des plateformes de force et de l'EMG de surface sans fil MiniWave™ (Cometa SRL, Milan, Italie) étaient enregistrées simultanément à l'aide du logiciel Vicon Nexus™ (Vicon Motion System Ltd, Oxford, Royaume Uni).

Enfin, une évaluation du moment de la Force Musculaire Maximale Isométrique a été réalisée sur les membres inférieurs Gauche et Droit de chaque patient à l'aide d'un dynamomètre à compression MicroFET 2™ (Hoggan, Salt Lake City, USA). Les moments de Force Musculaire Maximale Isométrique en Newton par mètre (N.m) du Grand Glutéal, Moyen Glutéal, TFL et Sartorius, ont été obtenus par le produit entre la Force Musculaire Maximale Isométrique et le bras

de levier. Ce dernier correspond à la distance mesurée entre le Centre Articulaire de la Hanche et le point d'application du dynamomètre, et constituera un des critères de jugement de l'étude.

Les données d'Analyse Quantifiée de la Marche ainsi retenues étaient :

- *Paramètres spatio-temporels* :
 - Le single support en secondes (sec) correspondant au temps de phase d'appui unipodal,
 - La vitesse de marche en mètre par seconde (en $m.s^{-1}$),
 - La longueur du pas en mètre (m) correspondant à la distance entre le talon d'un pied et le talon du pied controlatéral lors du temps d'appui bipodal,
 - La cadence en pas par minute ($pas.min^{-1}$).
- *Paramètres cinétiques* :
 - Forces verticales de réaction du sol recueillies par les plateformes de force :
 - Phase d'amortissement de la phase d'appui caractérisée par un pic de force suivant l'attaque du sol par le talon,
 - Force minimale retrouvée lors de la phase d'appui unipodal,
 - Le pic de force lors de la phase de propulsion.

- Les moments de la hanche (en N.m) dans les trois plans (X: Flexion/Extension ; Y: Abduction/Adduction ; Z: Rotation Médiale/Rotation Latérale).
- *Paramètres cinématiques :*
 - Amplitudes maximales de coxo-fémorale en degré (°) dans le plan sagittal et frontal ;
 - Amplitudes maximales du bassin en degré (°) dans le plan sagittal et frontal.

Chaque membre inférieur était renseigné en :

- Membres inférieurs sujets asymptomatiques : la moyenne des deux membres inférieurs a été effectuée ;
- Coté opéré pour les sujets opérés ;
- Coté non-opéré pour les sujets opérés.

2.3.3 Résultats

Les figures et tableaux relatifs aux résultats de cette étude sont présentés dans l'article publié dans la revue *Orthopaedics & Traumatology: Surgery & Research*, à partir de la page 112.

Cinq sujets opérés ont été exclus de l'étude en raison d'un offset non restauré. Ces cinq sujets présentaient un offset préopératoire médian de 44,7 mm (écart interquartile : 43,9 - 48,1) et un offset post-opératoire médian de 36,9 mm (écart interquartile : 34,7 - 40,5) soit une différence médiane de -7,8 mm (écart interquartile : -7,6 - -9,2).

Concernant les paramètres spatiotemporels de la marche seule la vitesse de marche était inférieure chez les patients opérés ($1,03 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ contre $1,18 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$, $p=0,005$).

Concernant les moments de Force Musculaire Maximale Isométrique, la Voie de Röttinger présentait des moments significativement inférieurs aux sujets asymptomatiques pour le Grand ($p=0,04$) et Moyen Glutéal ($p=0,001$) ainsi que le TFL ($p=0,0002$). Il n'existait pas de différence entre les deux groupes au niveau du Sartorius. Il n'existait pas non plus de différence entre le côté non-opéré des patients opérés et les sujets asymptomatiques.

Concernant les forces de réactions du sol, il existait une différence significative entre les deux groupes sur les trois paramètres (phase d'amortissement : $p= 0,001$; phase d'appui unipodal : $p=5\cdot 10^{-2}$; phase de décolllement du pied : $p=0,002$).

Les moments de hanche étaient inférieurs chez les patients opérés dans le plan sagittal ($0,6 \text{ N}\cdot\text{m}$ pour la Voie de Röttinger contre $1,1 \text{ N}\cdot\text{m}$ pour les asymptomatiques, $p=0,02$), horizontal ($0,1 \text{ N}\cdot\text{m}$ pour la Voie de Röttinger contre $0,2 \text{ N}\cdot\text{m}$ pour les asymptomatiques, $p=0,02$), mais pas frontal.

Enfin concernant les paramètres cinématiques, il n'existait aucune différence significative au niveau de l'amplitude de hanche entre les sujets opérés et asymptomatiques que ce soit dans le plan frontal (Voie de Röttinger= $7,4^\circ$; asymptomatiques= $10,8^\circ$, $p=0,64$) ou sagittal (Voie de Röttinger= $38,4^\circ$; asymptomatiques= $43,2^\circ$, $p=0,18$). En revanche, les sujets opérés présentaient des amplitudes du bassin dans le plan sagittal significativement plus faibles que les sujets asymptomatiques (Voie de Röttinger= $3,3^\circ$; asymptomatiques= $7,2^\circ$, $p=0,05$). Aucune différence

significative n'était retrouvée dans le plan frontal entre les deux groupes (Voie de Röttinger= 2,4° ; asymptomatiques= 9,4° ; p=1).

2.3.4 Discussion

Notre hypothèse suggérant qu'il n'y aurait pas de normalisation des paramètres spatiotemporels, de l'activation musculaire, des paramètres cinétiques et cinématiques de la marche était une nouvelle fois vérifiée.

Comme pour la Voie Antérieure, les paramètres spatiotemporels de la Voie de Röttinger ne sont pas totalement normalisés au-delà d'un an postopératoire. Ces résultats pourraient être expliqués par la présence d'Infiltration Graisseuse Musculaire mise en évidence dans les deux travaux précédemment évoqués : Billuart *et al.* [3] et Lalevée *et al.* [4]. En effet, ces travaux mettent en évidence des atteintes musculaires à type d'Infiltration Graisseuse Musculaire sur certains Pelvitrochantériens, muscles rotateurs latéraux de hanche. Il paraît ainsi logique d'observer d'une part des perturbations des paramètres spatiotemporels de la marche mais également une réduction des moments de hanche dans le plan horizontal.

Les résultats des paramètres cinématiques de la hanche pour la Voie de Röttinger sont comparables à ceux obtenus pour la Voie Antérieure sauf pour le plan frontal où les résultats sont meilleurs pour la Voie de Röttinger. Pour le bassin, les résultats sont différents de ceux de la Voie Antérieure où pour rappel, une augmentation de l'amplitude de mouvement du bassin dans le plan sagittal était mise en évidence. Ici,

l'inverse était observé. Et plus encore, il n'existe pas de différence dans le plan frontal entre Voie de Röttinger et sujets asymptomatiques. Cependant ces résultats doivent être pris avec prudence tant l'étendue minimale et maximale des valeurs est important.

Comme pour l'Étude 2 de cette thèse, il est peu opportun de comparer nos résultats à d'autres travaux évaluant également la Voie de Röttinger comme ceux de Klausmeier *et al.* [6] ou encore Queen *et al.* [7] car la temporalité n'est pas la même. En effet, leurs études évaluent la Voie de Röttinger jusqu'à maximum un an postopératoire.

Concernant les limites, pour les mêmes raisons que le précédent travail, nous n'avons choisi de ne pas réaliser d'Analyse Quantifiée de la Marche préopératoire empêchant la comparaison des patients à eux-mêmes en postopératoire. Les patients opérés présentaient également tous des restrictions importantes de mobilité et des douleurs avant l'intervention et/ou utilisaient des aides de marche empêchant la prise de mesure.

Enfin, comme pour l'étude précédente, nous avons aussi utilisé le Vicon Plug-in-Gait pour déterminer la position du Centre Articulaire de la Hanche et ainsi effectuer l'Analyse Quantifiée de la Marche. Cette méthode prédictive de détermination du Centre Articulaire de la Hanche est personnalisée pour chaque sujet mais s'appuie sur des données anthropométriques. Comme nous l'avons évoqué en introduction de cette thèse, l'altération de ces données en postopératoire (non-restauration de l'offset fémoral notamment), peut aboutir à une imprécision dans le positionnement du Centre Articulaire de la Hanche. Il n'est donc pas certain non plus dans cette étude que le Centre Articulaire de la Hanche soit situé au bon endroit. Même si toutes les

études de la littérature sont réalisées avec cette méthodologie, nous allons montrer dans le dernier travail de cette thèse, présenté ci-après, qu'il existe une alternative avec les méthodes fonctionnelles.

2.3.5 Conclusions et perspectives

Les résultats de ce troisième travail de thèse mettent eux aussi en évidence quelques altérations persistantes de la marche au-delà d'un an postopératoire d'une Arthroplastie Totale de la Hanche par Voie de Röttinger. Au-delà d'un an postopératoire la Voie de Röttinger et la Voie Antérieure présentent des résultats sensiblement équivalents. Nous projetons de réaliser ce travail également sur la Voie Postérieure. Ces altérations demeurent une nouvelle fois mineures mais alimentent le faisceau de preuves remettant en cause l'innocuité de ces abords et justifiant sur l'intérêt d'une rééducation adaptée aux déficits retrouvés. Nous avons constaté dans ce travail, ainsi que le précédent sur la Voie Antérieure, que peu de résultats étaient réellement intéressants à exploiter au niveau cinétique et cinématique. En effet, les données présentent beaucoup de dispersions et les quelques différences significatives sont finalement faibles. *Seuls les paramètres spatio-temporels, indépendants de la localisation du Centre Articulaire de la Hanche présentent de réelles différences. Cependant nous estimons que ces seuls paramètres spatio-temporels ne sont pas suffisants et fins pour proposer une prise en charge rééducative notamment.* Nous émettons l'hypothèse que ces résultats présentent un *biais méthodologique* lié à l'utilisation des méthodes prédictives pour déterminer la position du Centre Articulaire de la Hanche. Ainsi, l'objectif du dernier travail de cette thèse, présenté

ci-après, sera de proposer une alternative pour estimer le positionnement du Centre Articulaire de la Hanche sans ces données anthropométriques.

2.3.6 Bibliographie Partie 2.3

- [1] Van Driessche S, Billuart F, **Martinez L**, Brunel H, Guiffault P, Beldame J, et al. Short-term comparison of postural effects of three minimally invasive hip approaches in primary total hip arthroplasty: Direct anterior, posterolateral and Röttinger. *Orthop Traumatol Surg Res* 2016;102:729–34. <https://doi.org/10.1016/j.otsr.2016.05.003>.
- [2] **Martinez L**, Noé N, Beldame J, Matsoukis J, Poirier T, Brunel H, et al. Quantitative gait analysis after total hip arthroplasty through a minimally invasive direct anterior approach: A case control study. *Orthop Traumatol Surg Res* 2022:103214. <https://doi.org/10.1016/j.otsr.2022.103214>.
- [3] Billuart F, Lalevée M, Brunel H, Van Driessche S, Beldame J, Matsoukis J. MRI assessment of minimally invasive anterolateral approaches in total hip arthroplasty. *Orthop Traumatol Surg Res* 2022:103356. <https://doi.org/10.1016/j.otsr.2022.103356>.
- [4] Lalevée M, Curado J, Matsoukis J, Beldame J, Brunel H, Van Driessche S, et al. Comparative MRI assessment of three minimally invasive approaches in total hip arthroplasty. *Orthop Traumatol Surg Res* 2022:103354. <https://doi.org/10.1016/j.otsr.2022.103354>.

- [5] Hermens HJ, Roessingh Research and Development BV, editors. European recommendations for surface ElectroMyoGraphy: results of the SENIAM project. Enschede: Roessingh Research and Development; 1999.
- [6] Klausmeier V, Lugade V, Jewett BA, Collis DK, Chou L-S. Is there faster recovery with an anterior or anterolateral THA? A pilot study. Clin Orthop Relat Res 2010;468:533-41. <https://doi.org/10.1007/s11999-009-1075-4>.
- [7] Queen RM, Appleton JS, Butler RJ, Newman ET, Kelley SS, Attarian DE, et al. Total hip arthroplasty surgical approach does not alter postoperative gait mechanics one year after surgery. PM R 2014;6:221-6; quiz 226. <https://doi.org/10.1016/j.pmrj.2013.09.006>.



Contents lists available at ScienceDirect

Orthopaedics & Traumatology: Surgery & Research

journal homepage: www.elsevier.com



Original article

Gait analysis after total hip arthroplasty by direct minimally invasive anterolateral approach: A controlled study

Matthieu Lalevée^{a,b}, Lucas Martinez^{a,c}, Benjamin Rey^a, Julien Beldame^d, Jean Matsoukis^e, Thomas Poirier^a, Helena Brunel^a, Stéphane Van Driessche^f, Nathalie Noé^a, Fabien Billuart^{a, c, g, *}

^a Laboratoire d'analyse du mouvement, Institut de Formation en Masso-Kinésithérapie Saint-Michel, 68, rue du commerce, 75015 Paris, France

^b Service de chirurgie orthopédique et traumatologique, Centre Hospitalier Universitaire de Rouen, 76000 Rouen, France

^c Unité de Recherche ERPHAN, UR 20201, UVSQ, France

^d Clinique Mégival, 1328, avenue de la Maison-Blanche, 76550 Saint-Aubin-sur-Scie, France

^e Département de chirurgie orthopédique, Groupe Hospitalier du Havre, BP24, 76083, Le Havre cedex, France

^f Polyclinique Sainte-Marguerite, 5, avenue de la Font Sainte-Marguerite, 89000 Auxerre, France

^g Université de Paris-Saclay, UFR Simone Veil-Santé, 2, avenue de la Source de la Bièvre, 78180 Montigny-le Bretonneux, France

ARTICLE INFO

Article history:

Received 15 December 2021

Accepted 26 September 2022

Keywords:

Total Hip Arthroplasty

Minimally Invasive Anterolateral Approach

Gait Analysis

Electromyography

ABSTRACT

Introduction: Clinical and functional improvement after minimally invasive total hip arthroplasty (THA) has become increasingly controversial. The minimally invasive anterolateral approach (MIALA) allows rapid recovery resulting in a reduced need for rehabilitation. Alterations in muscle and static balance have previously been demonstrated. Results in the context of quantified gait analysis (QGA) and MIALA compared to an asymptomatic population remain unknown beyond one year postoperatively. Thus, the main objective of this controlled study was to compare the spatiotemporal parameters of gait, obtained using a QGA, beyond one year postoperatively in subjects operated on for THA by MIALA, with a group of asymptomatic subjects of the same age. The secondary objectives of the study were to compare the other QGA and EMG data acquired in operated subjects with asymptomatic subjects.

Hypothesis: We hypothesized that QGA and EMG parameters would not normalize beyond one year postoperatively.

Patients and methods: Thirty-one subjects were recruited, including 16 patients (68 years old; IQR: 65–70) who underwent MIALA, at 15.5 months postoperatively (IQR: 13–17) and 15 asymptomatic subjects (62 years old; IQR: 61–71). Subjects underwent QGA and maximal isometric muscle force tests on the gluteus medius, gluteus maximus, Tensor Fascia Lata (TFL) and Sartorius muscles. Spatiotemporal gait parameters were the primary endpoint. The other QGA parameters: kinetics (characteristic values of vertical ground reaction forces, peak hip moments) and kinematics (hip joint amplitudes and pelvic mobility in the frontal and sagittal plane) constituted the secondary criteria.

Results: Five subjects were excluded for unrestored offset. Walking speed was lower in operated patients (1.03 m/s versus 1.18 m/s, $p = 0.005$). Maximal isometric muscle force moments were lower in patients operated on for the gluteus maximus and medius as well as the TFL ($p < 0.005$). The vertical ground reaction forces were lower for the operated patients for the loading phase (F_{zFCmax} , $p = 0.001$), the single stance phase (F_{zSPmin} , $p = 5.05 \cdot 10^{-2}$) and the swing phase (F_{zTOmax} , $p = 0.0002$). The moments were lower in the sagittal plane for the operated patients (0.6 N.m for the operated versus 1.1 N.m for the asymptomatic, $p = 0.02$). The pelvic amplitudes in the sagittal plane were lower for operated patients (3.3° versus 7.2° , $p = 0.05$).

Discussion: Our hypothesis appears to be validated. Gait deficits persisted beyond one year postoperatively after THA with MIALA. A decrease in walking speed, maximal isometric muscle force of the gluteus medius and gluteus maximus and TFL was observed, as well as a decrease in propulsive force and peak hip moment. Functionally, these results could signify muscle damage following surgery, requiring rehabilitation for improved muscle function.

Level of proof: III: Non-randomized controlled trial.

© 20XX

1. Introduction

Total hip arthroplasty (THA) via a minimally invasive approach has been encouraged for several years, particularly in younger, active subjects with osteoarthritis [1]. The minimally invasive antero-lateral approach (MIALA) described by Bertin and Röttinger [2,3] allows an approach without sectioning muscles in the gap between the gluteus medius and the TFL, thus reducing the duration of hospitalization, postoperative care and the prescription of rehabilitation [4,5]. However, Van Driessche et al. [6] found an alteration in postural parameters between D45 and D60 postoperatively for MIALA. Billuart et al. [7] established that the surgical procedure was the cause of fatty infiltration of the gluteus minimus and medius, TFL and certain pelvitrochanteric muscles one year after a Röttinger-type MIALA. Cailleaud et al. [8] found fatty infiltrations of the piriformis and obturator internus muscles related to the minimally invasive anterior approach (MIAA); which continued beyond one year postoperatively with associated alterations in both QGA parameters, such as walking speed, and the EMG results, compared to asymptomatic subjects of the same age group [9]. However, no equivalent data comparing MIALA to an asymptomatic population with QGA and EMG parameters exist beyond one year postoperatively. The majority of studies evaluating MIALA with QGA and EMG have compared it to other approaches over a period of up to a maximum of one year postoperatively [10–13].

Thus, the main objective of this controlled study was to compare the spatiotemporal parameters of gait obtained using a QGA (walking speed and single stance time), beyond one year postoperatively, in subjects operated on for THA by MIALA to a group of asymptomatic subjects of the same age. The secondary objectives of the study were to compare the other QGA and EMG data acquired in operated subjects with respect to asymptomatic subjects. We hypothesized that the spatiotemporal parameters of gait, particularly walking speed, muscle activation, kinetic and kinematic parameters of gait would not have normalized after one year postoperatively with THA by MIALA.

2. Patients and methods

2.1. Patients

Data were collected between April and May 2019. Thirty-one volunteer subjects were divided into 2 groups (Table 1, Fig. 1). An experimental group (MIALA, $n = 16$) having undergone THA by MIALA and a control group of asymptomatic subjects (AS, $n = 15$) between 55 and 80 years old not complaining of any pain or functional limitation and recruited via an announcement at The Havre Hospital and The Megival Clinic (Table 1, Fig. 1). All the patients who underwent THA were operated on by the same experienced operator (JM at The Havre Hospital performing MIALA exclusively and having performed at least 150 THA/year over 10 years using this procedure). A Harris Hip Score [14] was performed before surgery in all operated subjects (Table 1).

3. Methods

The inclusion criteria for operated subjects were THA by MIALA Röttinger type [2] between 12 and 18 months postoperatively and an indication for THA due to osteoarthritis, diagnosed by radiological and clinical examinations. For AS, the inclusion criteria were an age between 55 and 80 years and a BMI < 35 kg/m².

For operated subjects, the exclusion criteria were revision THA, dislocation, presence of contralateral THA for less than 5 years, a knee

Table 1
Characteristics of the 2 study groups.

	MIALA MED (IQR)	Asymptomatic subjects MED (IQR)	p value
Number	16	15	
Age (years)	68 (65–70)	62 (61–71)	0.3
Sex (Male (M)/Female (F))	8 M/8F	8 M/7F	Identical
Height (cm)	160 (156–166.7)	169 (160–175)	0.07
Weight (kg)	75 (67–88.2)	75 (61–85)	0.7
Body Mass Index (kg/m ²)	29.5 (27.1–33.3)	26.6 (23.7–28.8)	0.05
Operated side (R/L)	8R/3L	0	NA
Laterality (R/L = Right/Left)	14R/2L	10R/1L	0.12
Harris score (/100) [24]	55.5 (51.9–62.2)	0	NA
Postoperative period (months)	15.5 (13–17)	0	NA

MED: median (IQR); interquartile ranges; 0: not applicable; MIALA: experimental group operated on via a Minimally Invasive Anterolateral Approach; NA: Not Available.

prosthesis regardless of laterality, infectious or thromboembolic complications, non-restoration of the femoral offset (if $\Delta > 5$ mm compared with the preoperative measurements taken). The other exclusion criteria were the presence of symptoms of orthopedic pathologies on a joint other than the operated hip in the 6 months preceding the intervention, neurological or vestibular pathologies, visual, cardiovascular, respiratory, cognitive and psychiatric disorders, consumption of alcohol or drugs within the preceding 24 hours (exclusion criteria also shared by AS).

The following prosthetic material was used in operated patients: cementable Kerboul-type stems: Initiale™ (Amplitude, Valence, France). The acetabular component was a cementable Kerboul-type polyethylene cup: Initiale™ (Amplitude, Valence, France) associated with a 22 mm metal head for all experimental subjects.

The hip stabilizer lever arms were measured with OrthoView™ (Materialise, Belgium) on an AP radiograph. The offset was considered restored if $\Delta \leq 5$ mm compared with the preoperative measurements taken [15]. This measurement was performed as part of the postoperative consultation within 3 months of the operation.

Postoperatively, the same protocol was used: medical treatment, nursing care several times a day, no orthosis, initial weightbearing between D1 and D2 postoperative with full weightbearing assisted by two crutches or a walker and immediate resumption of walking. The duration of hospitalization was 3.5 days on average (between 1 and 5 days). All patients benefited from self-rehabilitation via a booklet distributed on leaving the hospital and including self-mobilization exercises, muscle strengthening and functional exercises. The subjects were also instructed to walk as much as possible.

For the quantified gait analysis, each subject walked at a comfortable speed and without shoes, a 14-meter walking corridor in which was integrated 3 AccuGait™ force plates (AMTI™, Watertown, United States). On each subject, 46 reflective skin markers (23 on each lower limb) were placed according to the plug-in-gait lower body model [16] (Fig. 2). Trials were only validated if the subject placed an entire foot on each force platform and were repeated until 3 valid trials were obtained. The operators took care of this without informing the subject so as not to modify their gait cycle. Data from 8 Bonita B10™ optoelectronic cameras (Vicon Motion System Ltd, Oxford, UK), 2 Bonita 720 C B10™ video cameras (Vicon Motion System Ltd, Oxford, UK), force plates and EMG MiniWave™ wireless surface devices (Cometa SRL, Milan, Italy) were simultaneously recorded using Vicon Nexus™ software version 2.5 (Vicon Motion System Ltd, Oxford, UK) (Fig. 3).

Abbreviations: THA, Total Hip Arthroplasty; MIALA, Minimally Invasive Anterolateral Approach; EMG, Electromyography

* Corresponding author.

E-mail address: f.billuart@ifmk.fr (F. Billuart).

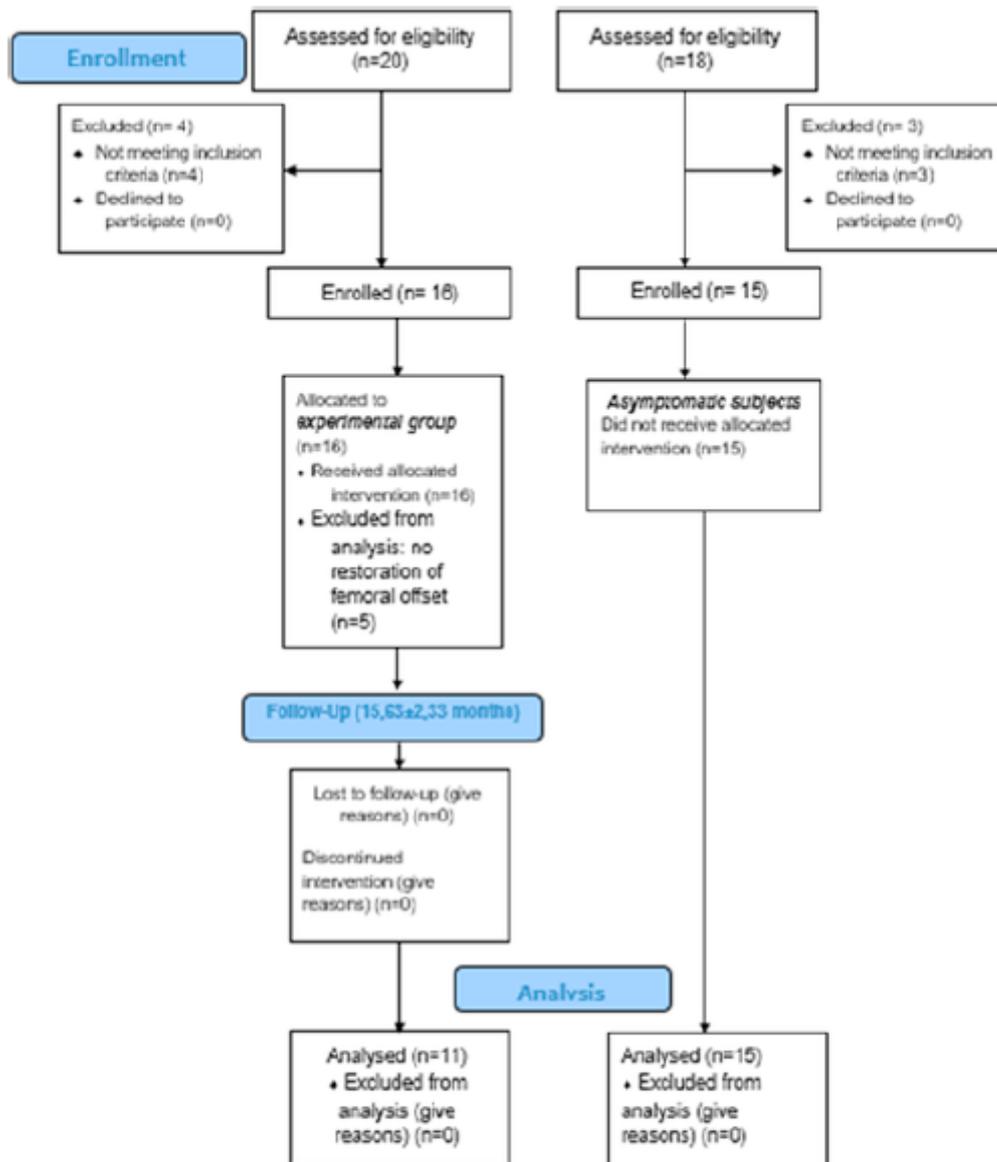


Fig. 1. Flowchart for the study. Experimental group = group operated by MIALA.

3.1. Assessment methods

3.1.1. Surface EMG and maximal isometric muscle force assessment

In order to normalize the EMG signal recorded during the quantified gait analysis, the EMG activity of the gluteus maximus, gluteus medius, TFL (tensor fascia lata) and sartorius muscles was recorded (the choice and placement of electrodes, as well as skin preparation and subject placement was done according to the SENIAM recommendations [17]) during a maximal isometric muscle force test on both lower limbs of each patient using a MicroFET 2™ compression dynamometer (Hogan, Salt Lake City, USA). Maximal isometric muscle force moments (in N.m) of the gluteus maximus, gluteus medius, TFL and sartorius, were obtained from the product of the maximal isometric muscle force (in N) and the lever arm (in m). The latter corresponds to the distance measured between the upper edge of the greater trochanter (center of

the hip joint) and the point of application of the dynamometer, measured using a tape measure [9].

3.1.2. Quantified gait analysis data

Prior to recording the quantified gait analysis data, static calibration was required for the force plates and the optoelectronic system to obtain a personalized model. The quantified gait analysis data were transferred to Polygon™ software (Vicon Motion System Ltd, Oxford, UK) which averaged and normalized the 3 valid trials.

The quantified gait analysis data thus retained were, for the operated side:

- spatiotemporal parameters:
 - walking speed (in m/s),
 - the single support (in seconds) which corresponds to the single limb stance phase time,



Fig. 2. Placements of reflective skin markers according to the Plug-in-Gait Lower body model [16]. Forty-six markers were placed on each subject (23 on each lower limb: 2 on the pelvis, 11 on the thigh, 7 on the lower leg segment and 3 on the foot).

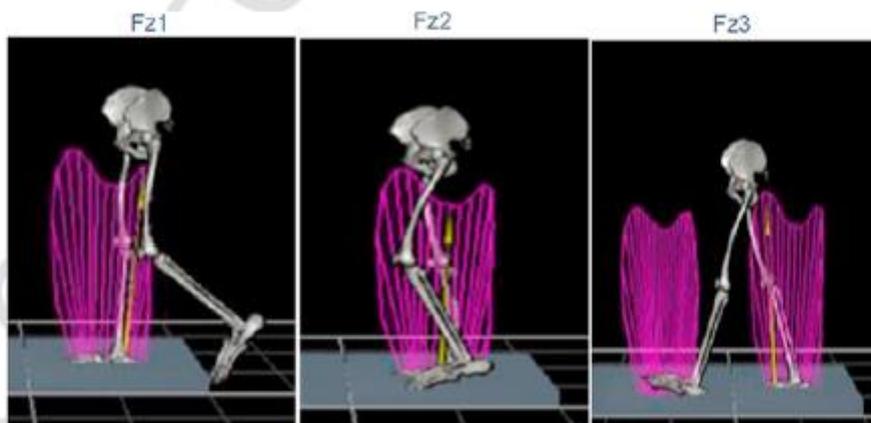


Fig. 3. Vertical ground reaction forces collected by the force plates. F_{zFCmax} = Shock absorption phase of the support phase characterized by peak force following heel strike to the ground. F_{zSPmin} = minimum force found during the single stance phase. F_{zTOmax} = peak force during the swing phase.

• kinetic parameters:

- vertical ground reaction forces collected by force plates in N/kg (Fig. 3):
 - loading phase of the stance phase characterized by peak force following heel strike to the ground (F_{zFCmax} , where FC = Foot Contact),

- minimum force found during the single stance phase (F_{zSPmin} where SP = Stance Phase),
- peak force during the swing phase (F_{zTOmax} where TO = Toe Off),
- peak hip moments (in N.m/kg) in the 3 planes (Mx: Flexion/Extension; My: Abduction/Adduction; Mz: Medial

Rotation/Lateral Rotation) calculated using the inverse dynamics method from segments of landmarks.

The gait cycle was broken down in a semi-automated way (from the data collected and the Excel spreadsheet) considering the first peak between 0 and 50% of the cycle, the minimum force between 25 and 75% and the last peak between 50 and 100% cycle.

- kinematic parameters:
 - maximum hip joint amplitude in degrees in the sagittal (flexion/extension) and frontal (adduction/abduction) planes;
 - pelvic mobility in degrees in the sagittal plane (Anteversion/Retroversion, θP_T , Fig. 4) and frontal (tilt, θP_O , Fig. 4).

3.2. Statistical analysis

Statistics are expressed as medians and interquartile ranges (IQR: Q1–Q3). We considered the significance level to be $\alpha = 0.05$. Non-parametric statistics were used to compare the different groups, as the normal distribution of the variables could not be guaranteed. The homogeneity of the groups was assessed with the chi-squared test with a Yates' correction for categorical data and the Mann-Whitney test for numerical data. The comparisons of the parameters were carried out using Mann-Whitney tests. A post-hoc statistical power calculation was carried out from the results, using the values observed in the trials to estimate the effect. The calculations were made from an observed difference of 11 cm/sec between the 2 groups for walking speed, our primary endpoint. These calculations led to the conclusion that a power threshold of 95% could be reached by including 5 subjects in each group. All statistical analyzes were performed using R™ software version 4.0.4 (Bell Laboratories, Murray Hill, USA).

4. Results

4.1. Characteristics of groups and femoral offsets

There was no significant difference between the 2 groups in terms of their demographic characteristics (Table 1). Five operated subjects were excluded from the study due to unrestored offset. These 5 subjects presented with a median preoperative offset of 44.7 mm (IQR: 43.9–48.1) and a median postoperative offset of 36.9 mm (IQR: 34.7–40.5) i.e. a median difference of -7.8 mm (IQR: -7.6–9.2). The remaining 11 subjects had a median preoperative offset of 36.5 mm (IQR: 34.4–37.5) and a median postoperative offset of 36.7 mm (IQR: 32–39.9) with a median difference of -2 mm (IQR: -3.8, -4.9). These 11 subjects had no orthopedic pathology at the levels of the lower limbs or arthroplasty.

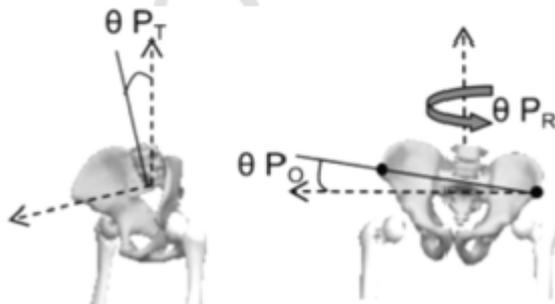


Fig. 4. Representation of pelvic movements for QOA. θP_T = Anteversion/Retroversion = angle in the sagittal plane. θP_O = inclination = angle in the frontal plane, θP_R = angle in the horizontal plane.

4.2. Spatiotemporal parameters of gait

Comparison of the 2 study groups revealed a significant difference in walking speed ($p = 0.05$; Table 2). No significant difference was demonstrated between the groups in single stance time ($p = 0.32$; Table 2).

4.3. Maximal isometric muscle force moments

There was a significant decrease maximal isometric muscle force moments of the MIALA group on the operated side compared to the asymptomatic subjects for gluteus maximus ($p = 0.04$) and medius ($p = 0.001$), as well as the TFL ($p = 0.0002$) (Fig. 5). There was no difference between the 2 groups at the level of Sartorius ($p = 0.09$) (Fig. 5). There was no difference between the non-operated side of operated patients and asymptomatic subjects ($p > 0.05$).

4.4. Kinetic parameters

4.4.1. Vertical ground reaction forces

There was a significant difference between the 2 groups for the 3 parameters (Fig. 6) (F_{zFCmax} : $p = 0.001$; F_{zSPmin} : $p = 5.10^{-2}$; F_{zTOMax} : $p = 0.002$).

4.4.2. Hip moments in all 3 planes

The comparison of the operated hip moments in the 3 planes (M_x , M_y , M_z ; Table 3) showed a significant decrease in moments in the sagittal plane (M_x : $p = 0.02$) and horizontal (M_z : $p = 0.02$) in operated subjects compared to asymptomatic subjects. This decrease was not found for moments in the frontal plane (M_y : $p = 0.28$) in operated subjects compared to asymptomatic subjects.

4.5. Kinematic parameters

4.5.1. Maximum hip amplitude in the frontal and sagittal planes

There was no significant difference in hip amplitude between operated and asymptomatic subjects, whether in the frontal ($p = 0.64$) or sagittal ($p = 0.18$) plane (Table 4).

4.5.2. Pelvic amplitude in the frontal and sagittal planes

Operated subjects had significantly lower pelvic amplitude in the sagittal plane than asymptomatic subjects ($p = 0.05$; Table 5). No significant difference was found in the frontal plane between the 2 groups ($p = 1$; Table 5).

5. Discussion

Recent studies have shown irreversible muscle damage postoperatively from THA by MIAA and MIALA [8,18]. These injuries continue beyond one year after a MIAA with alterations of QGA parameters such as walking speed and EMG results compared to asymptomatic subjects of the same age group [9]. However, data comparing QGA and EMG pa-

Table 2
Results of spatiotemporal parameters of gait and comparison of groups.

Spatiotemporal parameters of gait	Single support stance time (seconds)	Speed (meters/second)
MIALA	0.42	1.18
Median (IQR)	(0.4–0.45)	(0.9–1.2)
Asymptomatic Subjects	0.44	1.0
Mean \pm Standard Deviation	(0.41–0.46)	(0.9–1.1)
Median (IQR)		
p value	0.32	0.05

(IQR): interquartile ranges; significant difference.

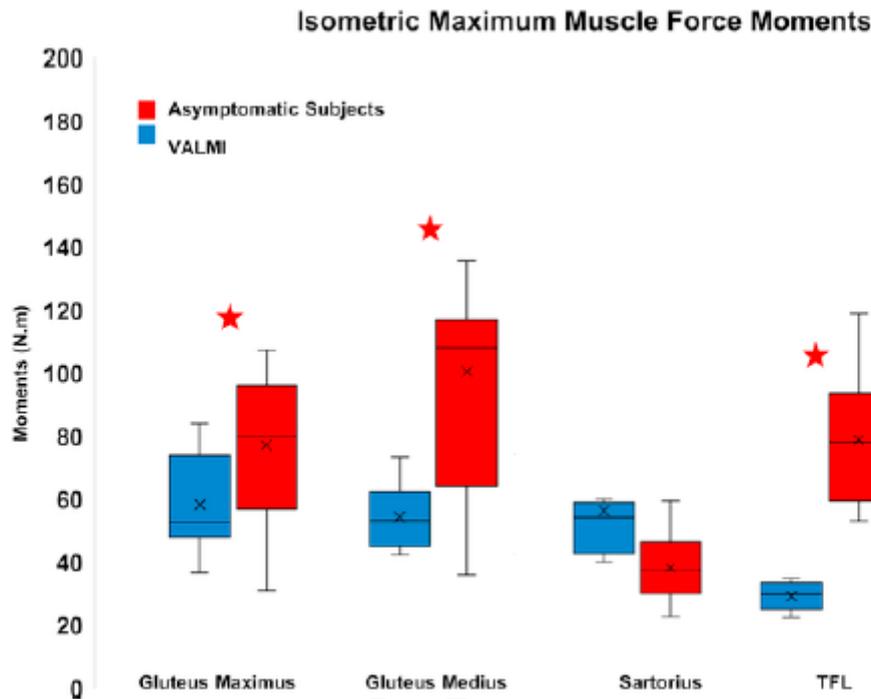


Fig. 5. Maximal Isometric Muscle Force Moments of the Gluteus Maximus, Gluteus Medius, Sartorius and Tensor Fascia Lata, operated side. * = significant difference. N.m = Newton per meter.

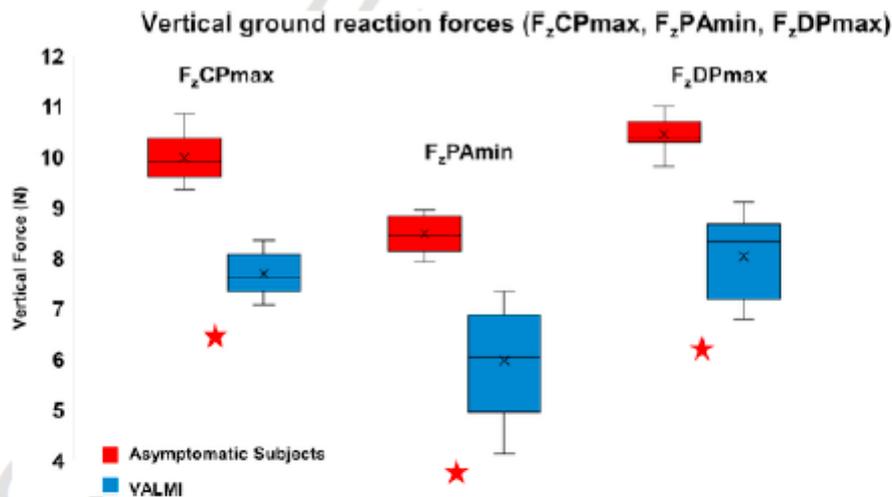


Fig. 6. Vertical ground reaction forces (F_{zCPmax} , F_{zPAmin} , F_{zDPmax}). F_{zCPmax} = Shock absorption phase of the support phase characterized by peak force following heel strike to the ground. F_{zPAmin} = minimum force found during the single stance phase. F_{zDPmax} = peak force during the swing phase. N = Newtons.

rameters in MIALA to an asymptomatic population does not exist for beyond one year postoperatively. Thus, the objective of this study was to compare the QGA and EMG data at one year postoperatively of patients that underwent THA by MIALA, compared to asymptomatic subjects. A significant decrease in walking speed, maximal isometric muscle force moments of the gluteus medius and maximus and TFL were observed, as well as an alteration in vertical ground reaction forces, hip moments in the sagittal and horizontal planes and pelvic amplitude. These results do not confirm that the QGA and EMG parameters are normalized beyond one year postoperatively. Indeed, deteriorations in walking speed, muscle activation and the kinetic and kinematic parameters of walking

persist. The data collected here seem to support our initial hypothesis. Concerning the femoral offset, 5 patients with unrestored offset were excluded because, as described by Sariali et al. [15], the non-restoration of this parameter beyond 5 mm induces a degradation of certain quantified gait analysis parameters (hip amplitude and walking speed). For these 5 subjects, the non-restoration of the offset is linked to the fact that the Amplitude Kerboul-type stem used does not have a lateralized version.

Concerning the spatiotemporal parameters of gait, operated patients showed a persistent deterioration in their walking speed compared to asymptomatic subjects beyond one year after surgery (Table 2). These

Table 3
Results of peak hip moments in the 3 planes and comparison of the groups.

Moments (in N.m) of hip	MIALA Median (IQR)	Asymptomatic subjects Median (IQR)	MIALA vs. Asymptomatic subjects <i>p</i> value
Mx (Sagittal)	0.6 (0.5–1.0)	1.1 (0.8–1.5)	0.02
My (Frontal)	0.9 (0.8–1.1)	0.8 (0.7–1.0)	0.28
Mz (Horizontal)	0.1 (0.1–0.2)	0.2 (0.1–0.3)	0.02

(IQR): interquartile ranges; vs: versus; significant difference.

Table 4
Results of maximum hip amplitude in the frontal and sagittal planes and comparison of the groups.

Maximum hip joint amplitude (in degrees)	MIALA Median (IQR)	Asymptomatic subjects Median (IQR)	MIALA vs. Asymptomatic subjects <i>p</i> value
Frontal plane	7.4 (6.4– 13.3)	10.8 (6.9–11.8)	0.64
Sagittal plane	38.4 (36.8– 39.9)	43.2 (36.3–45.5)	0.18

(IQR): interquartile ranges; vs: versus; significant difference.

Table 5
Results of maximum pelvic amplitude in the frontal and sagittal plane and comparison of the groups.

Pelvic amplitude (in degrees)	MIALA Median (IQR)	Asymptomatic subjects Median (IQR)	MIALA vs. Asymptomatic subjects <i>p</i> value
Frontal plane	2.4 (2.2– 3.5)	9.4 (6.36–11.3)	1
Sagittal plane	3.3 (2.3– 6.5)	7.2 (5.5–10.5)	0.05

(IQR): interquartile range; vs: versus; significant difference.

results are comparable to those of Martínez et al. [9], where a persistent deficit in walking speed and step length was also identified after MIAA compared to asymptomatic subjects. The literature estimates that the average walking speed of subjects over 60 years old is between 1.1 m/s and 1.3 m/s with variations according to sex and age [19]. Asymptomatic subjects presented values consistent with those in the literature. On the other hand, the operated subjects presented a walking speed lower than this norm.

Concerning the isometric maximal muscle force moments, a significant deterioration ($p < 0.05^*$, Fig. 5) in the moments of the gluteus medius and maximus and of the TFL on patients' operated side, compared to the asymptomatic subjects, was observed. The results identified for the gluteus medius and maximus were also in agreement with those of Martínez et al. [9] who observed a significant decrease in hip abductor strength in subjects operated on by MIAA. These alterations in muscle strength could be explained by the fatty degeneration of the gluteus medius and TFL, related to surgery and depicted by Billuart et al. [7] and Lalevé et al. [18]

Alterations to kinetic parameters also exist. Indeed, in the sagittal plane, a significant decrease in the Mx moment compared to asymptomatic subjects was observed. In the horizontal plane, a significant dif-

ference was found between operated and asymptomatic subjects (Table 3). Both these results were like those of Martínez et al. [9] and could also be explained by muscle damage such as fatty infiltration in certain pelvitrochanteric muscles, as highlighted by Billuart et al. [7]. The present study also found a significant degradation of the vertical ground reaction forces (Fig. 6).

Regarding hip kinematic parameters, whether in the sagittal or frontal plane, no significant difference was demonstrated between operated and asymptomatic subjects (Table 4) for MIAA [9]. On the other hand, for this parameter and in the context of the MIALA, our results differ from Beaulieu et al. [20] who noted a significant decrease in hip amplitude in the sagittal plane; just like Mantovani et al. [21] who observed differences between operated and asymptomatic subjects in the frontal and horizontal planes.

Regarding pelvic kinematic parameters, no significant difference was demonstrated in the frontal plane ($p = 1$; Table 5) while the operated patients seemed to present decreased amplitude in the sagittal plane ($p = 0.05$; Table 5). However, it seems difficult to draw a conclusion concerning the pelvic kinematic data, as the range of minimum and maximum values is large, particularly for asymptomatic subjects in the sagittal and frontal planes (Table 5).

The results of the present study are also comparable to those of the literature evaluating MIALA to other approaches on QGA parameters. Klausmeier et al. [11] observed a significant decrease in walking speed, hip abductor strength and hip moments in subjects operated on with MIALA compared with MIAA. According to Queen et al. [13], there was an alteration in the heel strike to the ground (F_{zFCmax}), as well as a deterioration in the swing phase (F_{zTOMax}) after MIALA at 1 year postoperatively. The major interest of the present study lies in the fact that no data comparing subjects having undergone THA by MIALA to an asymptomatic population existed beyond one year postoperatively, when the functional results of surgery are considered final.

This study has several limitations. The study did not assess patients preoperatively, making it impossible to compare patients' recovery to their prior condition. Nevertheless, we chose to compare operated patients with asymptomatic subjects because the operated patients all presented with significant restrictions of preoperative mobility, used walking aids and experienced pain preventing both the measurements of maximal isometric muscle force from being taken and quantified gait analyses. We used the plug-in-gait model to perform the quantified gait analyses. This model is personalized for each subject but is based on anthropometric data. It is therefore not certain that the center of the hip is located in the right place. Nevertheless, all the studies in the literature are carried out with this methodology. We plan to improve our models using 3D planning [16]. The offset was measured in 2D. This measurement is associated to significant amount of imprecision that could influence the QGA parameters [22]. However, in keeping with the work of Sariali et al. [15] we excluded patients with a difference greater than 5 mm from the preoperative offset measurement. Beyond this value, a degradation of the QGA parameters exists. The small size of the cohort is attributed to the various exclusion criteria. Although we did not perform an "a priori" sample size calculation, considering our primary endpoint, the fixed statistical power remains preserved. Finally, significant variations amongst asymptomatic subjects for the pelvic amplitude made the data difficult to interpret.

6. Conclusion

The results of the present study highlighted persistent gait deficits after THA with MIALA. Indeed, a significant decrease in walking speed, moments of maximal isometric muscle force of the gluteus maximus, gluteus medius and TFL were observed, as well as an alteration of the kinetic and kinematic parameters at the level of the hip and pelvis. These alterations are comparable to those found after MIAA and could be the functional consequences of muscle damage following surgery.

These alterations, even if they remain minor, bring an additional argument for rehabilitation adapted to the deficits of MIALA, particularly a specific muscular reinforcement of the gluteal muscles as well as specific rehabilitation for the different phases of the cycle.

Ethics committee

Authorization obtained by the Ethics Committee (CPP) of the Poitiers University Hospital on April 12, 2019 (identification number: 2017-A03157-46).

Disclosure of interest

Fabien Billuart, Lucas Martinez, Benjamin Rey, Thomas Poirier and Helena Brunel declare that they have no competing interest. Jean Matsoukis, Julien Beldame, Stéphane Van Driessche and Matthieu Lalevée receive benefits and compensation unrelated to this study.

Funding

No funding was received for this study.

Author contribution

Study design: Fabien Billuart; Performing and processing measurements: Lucas Martinez, Benjamin Rey, Nathalie Noé; Article writing: Lucas Martinez, Benjamin Rey, Matthieu Lalevée; Project management, supervision, revisions and corrections: Fabien Billuart, Jean Matsoukis, Stéphane Van Driessche; Proofreading and critical review of the article: Julien Beldame, Matthieu Lalevée, Nathalie Noé, Helena Brunel; Statistics: Helena Brunel.

Acknowledgements

We thank Helena Brunel for the statistical work.

References

[1] Putman S, Girier N, Girard J, Pasquier G, Migaud H, Chazard E. Épidémiologie des prothèses de hanche en France: analyse de la base nationale du PMSI de 2008 à 2014. *Rev Chirur Orthop Traumatol* 2017;103:S90. <https://doi.org/10.1016/j.rcot.2017.09.158>.

[2] Bertin K.C, Röttinger H. Anterolateral mini-incision hip replacement surgery: a modified Watson-Jones approach. *Clin Orthop Relat Res* 2004;429:248–55. <https://doi.org/10.1097/01.blo.0000150294.81825.8cFREE>.

[3] Aebi J, Giraud M. Non invasive modified anterolateral approach in total hip arthroplasty. *Orthop Traumatol Surg Res* 2011;97:675–80. <https://doi.org/10.1016/j.otsr.2011.08.004>.

[4] De Ladoucette A, Merti P, Henry M.-P, Bonin N, Tracol P, Courtin C, et al. Fast track protocol for primary total hip arthroplasty in non-trauma cases reduces the length of hospital stay: Prospective French multicenter study. *Orthop Traumatol Surg Res* 2020;106:1527–31. <https://doi.org/10.1016/j.otsr.2020.05.017>.

[5] Galmiche R, Poitras S, Dobransky J, Kim P.R, Feibel R.J, Gofton W, et al. Does

surgical approach influence mid- to long-term patient-reported outcomes after primary total hip replacement? A comparison of the 3 main surgical approaches. *Can J Surg* 2020;63:E181–9. <https://doi.org/10.1503/cjs.008919>.

[6] Van Driessche S, Billuart F, Martinez L, Brunel H, Guiffault P, Beldame J, et al. Short-term comparison of postural effects of three minimally invasive hip approaches in primary total hip arthroplasty: direct anterior, posterolateral and Röttinger. *Orthop Traumatol Surg Res* 2016;102:729–34. <https://doi.org/10.1016/j.otsr.2016.05.003>.

[7] Billuart F, Lalevée M, Brunel H, Van Driessche S, Beldame J, Matsoukis J. MRI assessment of minimally invasive anterolateral approaches in total hip arthroplasty. *Orthop Traumatol Surg Res* 2022 Oct;108(6):103356. <https://doi.org/10.1016/j.otsr.2022.103356>.

[8] Caillaud M, Lalevée M, Matsoukis J, Beldame J, Masse M, Billuart F, et al. Fatty muscle infiltration of the hip lateral rotator muscles following direct anterior minimally invasive total hip arthroplasty. *Orthop Traumatol* 2020;106:1515–21. <https://doi.org/10.1016/j.otsr.2020.06.020>.

[9] Martinez L, Noé N, Beldame J, Matsoukis J, Poirier T, Brunel H, et al. Quantitative gait analysis after total hip arthroplasty through a minimally invasive direct anterior approach: a case control study. *Orthop Traumatol Surg Res* 2022 Oct;108(6):103214. <https://doi.org/10.1016/j.otsr.2022.103214>.

[10] Queen R.M, Butler R.J, Watters T.S, Kelley S.S, Attarian D.E, Bolognesi M.P. The effect of total hip arthroplasty surgical approach on postoperative gait mechanics. *J Arthroplasty* 2011;26:66–71. <https://doi.org/10.1016/j.arth.2011.04.033>.

[11] Klausmeier V, Lugade V, Jewett B.A, Collis D.K, Chou L.-S. Is there faster recovery with an anterior or anterolateral THA? A pilot study. *Clin Orthop Relat Res* 2010;468:533–41. <https://doi.org/10.1007/s11999-009-1075-4>.

[12] Mayr E, Nogler M, Benedetti M.-G, Kessler O, Reinthaler A, Krismar M, et al. A prospective randomized assessment of earlier functional recovery in THA patients treated by minimally invasive direct anterior approach: a gait analysis study. *Clin Biomech (Bristol, Avon)* 2009;24:812–8. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2009.07.010>.

[13] Queen R.M, Appleton J.S, Butler R.J, Newman E.T, Kelley S.S, Attarian D.E, et al. Total hip arthroplasty surgical approach does not alter postoperative gait mechanics one year after surgery. *PMR* 2014;6:221–6. <https://doi.org/10.1016/j.pmrj.2013.09.006>. [quiz 226].

[14] Harris W.H. Traumatic arthritis of the hip after dislocation and acetabular fractures: treatment by mold arthroplasty. An end-result study using a new method of result evaluation. *J Bone Joint Surg Am* 1969;51:737–55.

[15] Sariali E, Klouche S, Mouttet A, Pascal-Moussellard H. The effect of femoral offset modification on gait after total hip arthroplasty. *Acta Orthop* 2014;85:123–7. <https://doi.org/10.3109/17453674.2014.889980>.

[16] Kainz H, Graham D, Edwards J, Walsh H.P.J, Maine S, Boyd R.N, et al. Reliability of four models for clinical gait analysis. *Gait Posture* 2017;54:325–31. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2017.04.001>.

[17] Hermens HJ, Freriks B, Merletti R, Stegeman D, Blok J, Rau G, et al. European Recommendations for Surface ElectroMyoGraphy n.d.:4.

[18] Lalevée M, Curado J, Matsoukis J, Beldame J, Brunel H, Van Driessche S, et al. Comparative MRI assessment of three minimally invasive approaches in total hip arthroplasty. *Orthop Traumatol Surg Res* 2022 Oct;108(6):10335. <https://doi.org/10.1016/j.otsr.2022.103354>.

[19] Kasović M, Štefan I, Štefan A. Normative data for walking speed and height norm speed in ≥ 60-year-old men and women. *Clin Interv Aging* 2021;16:225–30. <https://doi.org/10.2147/CIA.S290071>.

[20] Beaulieu M.L, Lamontagne M, Beaulé P.E. Lower limb biomechanics during gait do not return to normal following total hip arthroplasty. *Gait Posture* 2010;32: 269–73. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2010.05.007>.

[21] Mantovani G, Lamontagne M, Varin D, Cerulli G.G, Beaulé P.E. Comparison of total hip arthroplasty surgical approaches by principal component analysis. *J Biomech* 2012;45:2109–15. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2012.05.041>.

[22] Lenaerts G, Mulier M, Spaepen A, Van der Perre G, Jonkers I. Aberrant pelvis and hip kinematics impair hip loading before and after total hip replacement. *Gait Posture* 2009;30:296–302. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2009.05.016>.

2.4 ETUDE 4

**INFLUENCE DU POSITIONNEMENT DES MARQUEURS CUTANÉS ET
LEURS COMBINAISONS SUR L'ESTIMATION DU CENTRE ARTICULAIRE
DE LA HANCHE VIA LA MÉTHODE FONCTIONELLE.**

**Lucas Martinez, Matthieu Lalevée, Thomas Poirier, Helena Brunel,
Jean Matsoukis, Stéphane Van Driessche, Fabien Billuart.**

Article publié dans *Bioengineering* en Mars 2024

Impact Factor : 4.6; H-Index : 46 ; notée Q2 par le *Scimago Journal &
Country Rank*



2.4.1 Introduction

L'Analyse Quantifiée de la Marche est reconnue comme le « *gold standard* » pour évaluer les perturbations de la marche dans différents contextes, dont l'orthopédie. Pour le membre inférieur, déterminer de manière exacte la position du Centre Articulaire de la Hanche est cruciale en raison de son influence à la fois sur la cinématique et la cinétique [1]. En effet, Stagni *et al.* [2] ont mis en évidence qu'une mauvaise localisation du Centre Articulaire de la Hanche pouvait affecter les amplitudes articulaires et les moments de hanche dans les différents plans. D'un point de vue biomécanique, la hanche est considérée comme une articulation de type rotule dont le centre de la tête fémorale coïncide avec le centre de l'acétabulum. Il existe ainsi deux méthodes possibles pour définir la position Centre Articulaire de la Hanche en Analyse Quantifiée de la Marche : les *méthodes prédictives* et les *méthodes fonctionnelles*.

Les *méthodes prédictives* sont les plus utilisées pour déterminer la position du Centre Articulaire de la Hanche. Elles utilisent des équations de régressions basées sur la géométrie osseuse [1,3]. Les *Conventional Gait Models* comme le Vicon Plug-in-Gait, un des modèles les plus connus, permettent de déterminer la position du Centre Articulaire de la Hanche grâce à un placement précis de marqueurs cutanés, une calibration statique et des données anthropométriques mesurées sur le sujet (longueur des membres inférieurs, distance inter-épinés iliaques, etc.) [3-6].

À l'issue du deuxième et troisième travail de cette thèse, nous avons souligné les limites quant à l'utilisation des méthodes prédictives déterminant la position du Centre Articulaire de la Hanche pour l'Analyse Quantifiée de la Marche dans un contexte d'Arthroplastie Totale de Hanche par abords mini-invasifs. En effet, l'altération des données anthropométriques comme cela peut être le cas en postopératoire d'une Arthroplastie Totale de Hanche (restauration partielle de l'offset fémoral par exemple), peut aboutir à une imprécision dans le positionnement du Centre Articulaire de la Hanche [7]. Ensuite, l'utilisateur doit être expérimenté pour placer les marqueurs cutanés. En effet, une imprécision dans leur placement faussera le positionnement du Centre Articulaire de la Hanche [7]. Enfin, nous l'avons évoqué en introduction de ce travail de thèse, l'Analyse Quantifiée de la Marche est un examen long et peu adapté à une routine clinique. Ces limites importantes concernant les méthodes prédictives pourraient expliquer nos résultats sur les paramètres cinétiques et cinématiques dans les deux travaux précédents sur l'Analyse Quantifiée de la Marche pour les Voies Antérieure et de Röttinger. Nous avons constaté que peu de résultats étaient réellement intéressants à exploiter au niveau cinétique et cinématique. En effet, les données présentaient beaucoup de dispersions et les quelques différences significatives étaient finalement faibles. Seuls les paramètres spatio-temporels, indépendants de la localisation du Centre Articulaire de la Hanche présentaient de réelles différences. Cependant, nous estimons que ces données ne sont pas suffisantes pour alimenter notre faisceau de preuves remettant en cause l'innocuité supposée des voies mini-invasives. Nous avons ainsi émis l'hypothèse en conclusion des travaux sur l'Analyse Quantifiée de la

Marche que le problème était d'ordre méthodologique, et que les méthodes prédictives n'étaient probablement pas adaptées à ce contexte d'Arthroplastie Totale de Hanche, comme le souligne d'ailleurs la littérature [2].

Cela étant, il est toujours possible de s'assurer du bon positionnement du Centre Articulaire de la Hanche mais les techniques peuvent être invasives et/ou coûteuses : radiographie, système EOS[®], implantations de marqueurs osseux ou encore échographie [8]. Ces éléments alourdissant encore la procédure.

Même si toutes les études que nous avons recensées utilisent les méthodes prédictives pour déterminer leur Centre Articulaire de la Hanche dans un contexte orthopédique, il existe des alternatives.

Les *méthodes dites fonctionnelles* que nous avons présenté en introduction de ce travail de thèse sont des alternatives. Elles reposent sur le mouvement relatif entre des groupes de marqueurs de segments voisins pour identifier les centres articulaires [8]. Cette méthode, nécessitent moins de précision dans le placement des marqueurs cutanés et s'affranchissent des données anthropométriques. Elles se sont avérées précises et rapides dans l'estimation des centres articulaires ; autant de qualités que nous recherchons dans l'optique d'une application en routine clinique. Cependant, ces méthodes n'ont pas démontré d'avantages par rapport aux approches traditionnelles basées sur la régression, d'une part car il n'existe pas de consensus dans la littérature sur le placement des marqueurs cutanés et d'autre part du fait de l'Artéfact des Tissus Mous, défini en introduction de ce travail de thèse. Cet Artéfact des Tissus Mous est encore plus marqué dans les

zones où l'activation musculaire est importante et où les tissus sont susceptibles de beaucoup se déplacer pendant une tâche motrice comme la marche par exemple.

Néanmoins, la Technique « *Optimal Common Shape* » (OCST) a été démontrée comme une approche fiable pour améliorer la détermination des centres articulaires *in vivo* en tenant compte des distributions non uniformes des Artéfacts des Tissus Mous et en les réduisant. L'OCST, décrite pour la première fois par Taylor *et al.* en 2005 [9] chez l'animal, est une approche statistique utilisant une analyse procrustéenne pour déterminer une configuration de marqueurs rigides optimale (ayant ainsi une *forme stable durant l'enregistrement*) s'adaptant aux déformations des tissus mous durant toute l'analyse [10].

Cette technique peut être complétée par la détermination du SCoRE (*Symmetrical Center of Rotation Estimation*), une évaluation de la précision des estimations du centre articulaire. Le SCoRE est un algorithme basé sur le fait que le centre d'une articulation de type sphéroïde est stationnaire dans le système de coordonnées local de chaque segment. Le SCoRE applique également une pondération à chaque marqueur en fonction de sa contribution à l'estimation du centre articulaire [8,10]. Il permet ainsi d'évaluer la capacité de l'OCST à réduire l'Artéfact des Tissus Mous et ainsi déterminer le Centre Articulaire de la Hanche dans notre cas.

L'étude de Kratzstein *et al.* [8] est fondatrice de ce quatrième travail de thèse. Les auteurs ont exploité l'approche décrite ci-dessus pour déterminer la pondération de chaque marqueur de cuisse au sein d'un groupe de soixante-trois marqueurs et ainsi définir des régions

appropriées pour le placement des marqueurs estimant de manière fiable la position du Centre Articulaire de la Hanche. Les auteurs ont trouvé que six marqueurs dans des régions sélectionnées (deux antérieures, deux latérales et deux postérieures) ont permis de déterminer le Centre Articulaire de la Hanche avec une précision similaire à l'ensemble complet de soixante-trois marqueurs. Les régions déterminées étaient éloignées de l'articulation de la hanche, à l'exception de certaines zones où les volumes musculaires sont importants et donc potentiellement soumis à l'Artéfact des Tissus Mous.

C'est dans ce contexte qu'a été développé le quatrième travail de cette thèse, résumé ci-après. Avec la volonté d'utiliser une méthode fonctionnelle pour estimer le Centre Articulaire de la Hanche, nous nous sommes inspiré des travaux de Kratzenstein *et al.* [8] avec leurs placements de marqueurs pour déterminer l'influence du positionnement de ces derniers et leurs différentes combinaisons sur l'estimation du Centre Articulaire de la Hanche par comparaison aux méthodes prédictives. Kratzenstein *et al.* [8], ont mis à jour les marqueurs influençant le plus le positionnement du Centre Articulaire de la Hanche mais n'ont pas proposé des combinaisons de marqueurs estimant le Centre Articulaire de Hanche avec autant de précision que les méthodes prédictives.

Ainsi, le quatrième travail de cette thèse doit être considéré comme un travail préliminaire. L'objectif étant de choisir un nombre réduit de marqueurs cutanés et des combinaisons de ceux-ci estimant le Centre Articulaire de la Hanche avec autant de précisions que les méthodes prédictives chez une population de sujets jeunes et asymptomatiques.

Nous avons ainsi choisi différents positionnements de marqueurs cutanés, à partir du Vicon Plug-in-Gait et des travaux de Krutzenstein *et al.* [8], que nous avons combinés pour former différentes combinaisons de marqueurs. Nous avons ensuite répété plusieurs épreuves de calibration dynamique chez des sujets asymptomatiques avec un système opto-électronique puis déterminer les Centres Articulaires de la Hanche via l'OCST et la mesure SCoRE. Puis nous avons comparé les positions des Centres Articulaires de la Hanche issus des différentes combinaisons entre elles et avec les méthodes prédictives en nous basant sur différents paramètres de leur norme et leurs coordonnées. Nous avons émis l'hypothèse que les combinaisons de marqueurs donnant une estimation de la position du Centre Articulaires de la Hanche la plus proche des méthodes prédictives seraient celles utilisant d'une part les marqueurs osseux du bassin et d'autre part des repères musculaires facilement identifiables.

2.4.2 Matériels et Méthodes

Sujets de l'études

Ainsi, quarante-et-un sujets volontaires, asymptomatiques, âgés entre dix-neuf et quarante-cinq ans ont été inclus. Les sujets étaient des étudiants en masso-kinésithérapie. Leurs caractéristiques sont présentées dans le manuscrit publié à la revue *Bioengineering* à partir de la page 162.

Méthodes

Mesures anthropométriques

Afin de réaliser la calibration pour la méthode prédictive, les mesures anthropométriques suivantes étaient relevées sur chaque sujet, pieds nus : taille, poids, distance entre l'Épine Iliaque Antérosupérieure et la malléole interne.

Positionnement des marqueurs cutanés

Ensuite, treize marqueurs cutanés réfléchissants étaient placés sur chaque membre inférieur du sujet (*Tableau 1*) : deux sur le bassin, onze sur la cuisse. Les marqueurs étaient appliqués suivant le Vicon Plug-in-Gait [5,7] pour le bassin et les zones de placement optimales déterminées par Krutzenstein *et al.* pour la cuisse [8].

Tableau 1. Positionnement des marqueurs cutanés sur le bassin et la cuisse.

Segment	Nombre de marqueurs	Nom du marqueur	Emplacement anatomique
<i>Bassin</i>	4 (2 de chaque côté)	ASIS	Épine Iliaque Antérosupérieure
		PSIS	Épine Iliaque Postérosupérieure
<i>Cuisse</i>	22 (11 de chaque côté)	GTR	Grand Trochanter
		THIAP	Zone proximale du Droit Fémoral = AI d'après Kratzenstein <i>et al.</i> [8]
		THIAD	Zone antérolatérale de la partie distale de la cuisse = AII d'après Kratzenstein <i>et al.</i> [8]
		THILP	Zone proximale du Tenseur du Fascia Lata = LI d'après Kratzenstein <i>et al.</i> [8]
		THILD	Zone distale du Tenseur du Fascia Lata = LII d'après Kratzenstein <i>et al.</i> [8]
		THIPP	Zone proximale du corps musculaire du Biceps Fémoral et du Semi-Tendineux = PI d'après Kratzenstein <i>et al.</i> [8]
		THIPD	Zone distale du corps musculaire du biceps fémoral et semi-tendineux = PII d'après Kratzenstein <i>et al.</i> [8]
		THI	Côté droit : 1/3 inférieur de la partie latérale de la cuisse Côté gauche : 1/3 supérieur de la partie latérale de la cuisse
		KNE	Epicondyle Latéral du fémur
		PAT	Milieu du bord supérieur de la patella
		MKNE	Epicondyle Médial du fémur

Acquisition des données

Afin d'obtenir la position (X, Y, Z) du Centre Articulare de la Hanche, les épreuves de calibration ont été réalisés pour chacune des méthodes :

- Calibration statique pour la méthode prédictive,

- Calibration dynamique par mouvement type Arc-Étoile pour la méthode fonctionnelle.

Une fois équipée des marqueurs réfléchissants, pour la calibration statique, le sujet se tient debout, les pieds écartés à la largeur de hanche et les membres supérieurs écartés, pour la visibilité de tous les marqueurs du membre inférieur. Pour la calibration dynamique, chaque sujet effectuait un mouvement de calibration type Arc-Étoile sur chaque membre inférieur Droit et Gauche [11–13]. Ce mouvement a été reproduit et enregistré dix fois, soit un total de vingt mouvements par sujet et correspondant aux mouvements exploités dans la présente étude. Ce mouvement de calibration [12], correspond à une circumduction associant flexion/extension de hanche à 30° et abduction /adduction dans des amplitudes réalisables confortablement par le sujet. La vitesse d'exécution du mouvement a été lente comme proposée dans les travaux de Begon *et al.* [13].

Les deux épreuves de calibration étaient acquises grâce à huit caméras optoélectroniques Bonita B10™ (Vicon Motion System Ltd, Oxford, Royaume Uni), à deux caméras vidéo Bonita 720C B10™ (Vicon Motion System Ltd, Oxford, Royaume Uni), et enregistrées simultanément à l'aide du logiciel Vicon Nexus™ (Vicon Motion System Ltd, Oxford, Royaume Uni) équipé de l'OCST et de la mesure SCoRE.

À noter que les marqueurs cutanés n'étaient pas retirés puis repositionnés entre chaque enregistrement de calibration.

Traitement des données

Après avoir labélisé et complété les trajectoires de chaque marqueurs cutanés avec le logiciel Vicon Nexus™, huit combinaisons de marqueurs de la cuisse et du bassin étaient créés en partant des marqueurs obligatoires du Vicon Plug-in-Gait (EIAS , EIPS) [7] et des marqueurs des zones optimales définis Krutzenstein *et al.* [8] . Chaque combinaison propose ainsi des configurations différentes avec plus ou moins de marqueurs (*Tableau 2*).

Estimation du Centre Articulaire de la Hanche pour la méthode fonctionnelle

Dans le logiciel Nexus™, en générant une configuration de marqueurs rigides à partir des données complètes des marqueurs de chaque combinaison, l'OCST supprime tout mouvement des marqueurs les uns par rapport aux autres, et donc l'Artéfact des Tissus Mous. Ensuite la mesure SCoRE détermine les coordonnées du Centre Articulaire de la Hanche correspondant à la combinaison de marqueurs (en se basant sur le fait qu'un centre articulaire est stationnaire dans le système de coordonnées local de chaque segment).

Ainsi pour chacun des dix enregistrements pour chaque membre de chaque sujet (chaque mouvement effectué lors de la calibration dynamique) huit coordonnées (X, Y, Z) de Centres Articulaires de la Hanche sont obtenues (une par combinaison).

Estimation du Centre Articulaire de la Hanche pour la méthode prédictive

Les Centres Articulaires de la Hanche pour la méthode prédictive ont été déterminés de deux manières différentes. Une via la méthode de régression linéaire développée par Davis *et al.* [14] et que nous noterons « PiG » dans ce travail ; et l'autre par la méthode de régression linéaire développée par Harrington *et al.* [5], appelé « Harrington » dans cette étude.

Analyses statistiques

À l'aide des marqueurs cutanés, huit combinaisons de marqueurs ont été définies (*Tableau 2*) pour calculer les coordonnées X, Y et Z de leur Centre Articulaire de Hanche respectif. De plus, les coordonnées du Centre Articulaire de Hanche dérivées des méthodes de régression PiG et Harrington ont été calculées ; aboutissant ainsi à un total de dix Centres Articulaires de Hanche. ***Pour chaque sujet***, chaque membre inférieur et pour chaque combinaison sont calculés à partir des dix enregistrements :

- La norme moyenne (en mm) \pm écart type et étendue (max-min) pour chaque combinaison ;
- Les coordonnées moyennes \pm écart type et étendue (max-min) en X, en Y et en Z pour chaque combinaison ;

Puis, ***pour chaque combinaison*** sont calculées (sur chaque membre inférieur) :

- La moyenne des normes à partir des normes moyennes de chaque sujet (en mm) ;

- La moyenne des écarts-types des normes à partir des écarts-types moyens de chaque sujet ;
- La moyenne des étendues des normes à partir des étendues moyennes de chaque sujet ;
- La moyenne des coordonnées (X, Y, Z) à partir des coordonnées moyennes en X, Y, Z de chaque sujet ;
- La moyenne des écart-types des coordonnées (X, Y, Z) à partir des écart-types moyens en X, Y, Z de chaque sujet ;
- La moyenne des étendues des coordonnées (X, Y, Z) à partir des étendues moyennes en X, Y, Z de chaque sujet ;

Un test Shapiro-Wilk a été réalisé pour déterminer si les données étaient normalement distribuées. La normalité n'étant pas garantie pour certaines variables, des tests non paramétriques ont été utilisés. Les tests de Kruskal Wallis ont été utilisés pour les comparaisons entre toutes les combinaisons. Les tests de Wilcoxon ont été utilisés pour des comparaisons par paires entre les combinaisons sur les différents paramètres et chaque membre inférieur (Gauche et Droite) : norme, moyenne, SD et étendue des positions des Centres Articulaires de Hanche en X, Y, Z. Le seuil de signification a été fixé à $\alpha = 0,05$. Les valeurs P ont été corrigées pour plusieurs tests à l'aide de la méthode de Bonferroni. Le niveau de signification corrigé a été fixé à $\alpha = 0,001$. L'analyse statistique a été réalisée à l'aide du logiciel R™ (version 4.0.4, Bell Laboratories, Murray Hill, USA).

Tableau 2. Combinaisons créées à partir des différents marqueurs du bassin et de la cuisse.

Nom de la combinaison	Marqueurs sélectionnés	Intérêt potentiel
C1 = tous les marqueurs	Tous les marqueurs	Utiliser tous les marqueurs améliore-t-il la reproductibilité
C2 = marqueurs sur les repères anatomiques osseux	GTR MKNE KNE + bassin	Simplifie la méthode en utilisant que les marqueurs osseux
C3 = marqueurs postérieurs proximaux et distaux	GTR MKNE KNE + bassin THIPP, THIPD	Simplifie la méthode en utilisant que les marqueurs latéraux ou antérieurs ou postérieurs
C4 = marqueurs latéraux	GTR MKNE KNE + bassin THILP, THILD	
C5 = marqueurs antérieurs proximaux et distaux	GTR MKNE KNE + bassin THIAP, THIAD	
C6 = marqueurs antérieurs proximaux et distaux et exclusions des marqueurs du bassin	GTR MKNE KNE THIAP, THIAD	Intérêt potentiel si les repères osseux pelviens ne sont pas palpables (trop d'épaisseur de tissus mous sur les repères osseux)
C7 = marqueurs antéro-distal et postéro-proximale	GTR MKNE KNE +bassin THIAD THIPP	Les marqueurs THIAP, THIAD, THIPP, THIPD sont localisés dans les régions correspondantes des corps musculaires (antérieur : quadriceps ; postérieur : ischio-jambiers). Ces emplacements sont plus faciles à palper mais pourraient être affectés par l'artéfact des tissus mous.
C8 = marqueurs antérieurs proximaux et postéro-distal	GTR MKNE KNE +bassin THIAP, THIPD	

2.4.3 Résultats

Les figures et tableaux relatifs aux résultats de cette étude sont présentés dans l'article soumis à la revue *Bioengineering*, à partir de la page 162. Ci-dessous est proposé un résumé de résultats obtenus.

2.4.3.1 Comparaisons des combinaisons entres-elles via leur norme

L'étude de la norme moyenne (en mm) des différentes combinaisons permet de s'affranchir du système d'axe X, Y, Z et proposer un premier niveau d'observation. La moyenne de la norme de la combinaison C6 était significativement supérieure à celle des autres combinaisons dans les membres droit et gauche (sauf C1 et C2). C6 avait également une étendue moyenne et un écart-type moyen significativement supérieures à celles des autres combinaisons dans les membres droit et gauche (sauf avec C1 et C3 pour l'étendue et C4 sur le membre inférieur droit pour l'écart-type).

2.4.3.2 Comparaisons des combinaisons entre-elles via leurs coordonnées selon les différents axes

L'étude des résultats des coordonnées selon les différents axes constitue un deuxième niveau d'analyse.

Les écart-types moyens et les étendus sur l'axe X étaient significativement supérieures à ceux sur les axes Y et Z, quelle que soit la combinaison et le membre considéré. Dans les deux membres, sur la

plupart des axes (à l'exception de l'écart-type et de l'étendue sur l'axe Y pour le membre inférieur gauche), la combinaison C6 présentait des écarts-types et des étendus significativement plus élevés par rapport à la plupart des autres combinaisons.

2.4.3.3 Comparaisons avec le modèle prédictif

L'étendue et l'écart-type de la norme moyenne du PiG et de Harrington étaient significativement plus petits que toutes les autres combinaisons, quel que soit le membre inférieur considéré. Il n'y avait pas de différences significatives entre les deux méthodes prédictives pour la moyenne des normes, des écarts-types et des étendues. Il n'y avait pas non plus de différences significatives entre les deux méthodes prédictives pour les écarts-types moyens et les étendues moyennes sur les axes X et Z (sauf pour l'écart-type et l'étendue sur l'axe Z pour le membre inférieur droit).

Il n'y avait pas de différence significative entre les deux méthodes prédictives et C5 et C8 pour la moyenne des normes. Les écarts-types moyens et les étendues moyennes pour chaque combinaison, sur tous les axes et sur les deux membres inférieurs, étaient significativement plus élevés que ceux issus des deux méthodes prédictives sauf C5 et C8.

2.4.4 Discussion

Nous avons mis en évidence en conclusion du deuxième et troisième travail de cette thèse, qu'il existait des limites quant à l'utilisation des méthodes prédictives déterminant la position du Centre Articulaire de la Hanche pour l'Analyse Quantifiée de la Marche dans un contexte d'Arthroplastie Totale de Hanche par abords mini-invasifs. Ces limites étaient que les méthodes prédictives n'étaient peut-être pas les plus adaptées à ce contexte du fait des modifications anatomiques de la hanche prothétique (restauration partielle de l'offset fémoral notamment), conduisant à potentiellement altérer le positionnement du Centre Articulaire de la Hanche lors de l'Analyse Quantifiée de la Marche. Pour autant, la totalité des études réalisant de l'Analyse Quantifiée de la Marche utilisent ces méthodes prédictives.

Nous avons ainsi suggéré que les méthodes fonctionnelles s'affranchissant de données anthropométriques seraient plus adaptées. Cette étude préliminaire, reposant sur les travaux de Kratzstein *et al.* [8], proposaient de définir des positionnements de marqueurs cutanés et des combinaisons entre eux permettant de se rapprocher le plus possible de l'estimation de la position du Centre Articulaire de la Hanche obtenue via des méthodes prédictives, chez une population asymptomatique. Ainsi, si une ou plusieurs combinaisons estiment la position du Centre Articulaire de Hanche avec autant de précision que les méthodes prédictives dans ce contexte de sujets asymptomatiques, leur utilisation pourrait alors être envisagée dans un contexte d'Arthroplastie Totale de Hanche par la suite.

Parmi les combinaisons de marqueurs créés en se basant sur les travaux de Kratzstein *et al.* [8] certaines utilisaient un ensemble de marqueurs conséquent (C1 avec 13 marqueurs bassin et cuisse), ou uniquement des marqueurs osseux (C2), ce qui à priori en diminuait leur intérêt en routine clinique ; d'autres excluait les marqueurs osseux du bassin (C6) et d'autres utilisaient différentes combinaisons de marqueurs placés sur des tissus musculaires volumineux et facilement palpables en plus des marqueurs osseux classiques (C3, C4, C5, C7 et C8). Afin d'évaluer l'estimation du positionnement du Centre Articulare de la Hanche obtenus via la méthode fonctionnelle par rapport aux méthodes prédictives, l'analyse portait sur l'étendue et l'écart-type des normes moyennes de chaque combinaison puis de leurs coordonnées moyennes selon chaque axe. Ainsi, plus les écart-types et étendues étaient grands, moins l'estimation du positionnement du Centre Articulare de la Hanche était considérée comme robuste. De même, l'absence de différence significative entre les méthodes fonctionnelles et prédictives au niveau des différences paramètres des Centres Articulaires de la Hanche, montraient que les méthodes fonctionnelles avaient une estimation du positionnement du Centre Articulare de la Hanche équivalente aux méthodes prédictives.

Ainsi, dans un premier temps, la comparaison des combinaisons via leur norme moyenne, permettant de ne pas considérer un système d'axe, mettait en évidence que C6 était la moins robuste par rapport aux autres combinaisons étudiées. L'analyse des résultats concernant la norme moyenne conduisait donc à éliminer C6 des choix possibles. L'analyse de C6 axe par axe confirmait cette analyse. C6 éliminait les marqueurs du bassin, affectant ainsi son estimation du Centre Articulare de la Hanche

et donc présageant l'utilité de ces derniers. Ces résultats valident la première partie de notre hypothèse, partagée par la plupart des études et semblent logiques [8,10,15,16]. Initialement, cette combinaison a été proposée afin de pallier l'impossibilité pour le clinicien de palper les repères osseux du bassin chez des sujets présentant une épaisseur de tissus mous importante. Pour le clinicien qui souhaiterait utiliser les méthodes fonctionnelles en Analyse Quantifiée de la Marche, un des messages clés serait de conserver ces marqueurs osseux pelviens. Il est cependant intéressant de noter que ces marqueurs ne sont pas utilisés lors de la navigation chirurgicale pour une arthroplastie du genou. Même si des trépieds de repérage sont fixés dans le fémur et le tibia lors de cette chirurgie (réduisant le bruit de mesure), compte tenu de nos résultats, il semble important de conserver les repères pelviens.

Les combinaisons C5 et C8 étaient proches de l'estimation du positionnement du Centre Articulaire de la Hanche obtenue par les méthodes prédictives. Ces résultats ne concordent pas avec les publications précédentes. Par exemple, Fiorentino *et al.* [3] ont montré que l'utilisation de marqueurs cutanés sur la partie proximo-latérale de la cuisse induisait un Artéfact des Tissus Mous modifiant la position du Centre Articulaire de la Hanche par rapport à celui obtenu par fluoroscopie. C5 et C8 utilisent des marqueurs placés sur des muscles volumineux tels que les parties proximales et distales du Quadriceps pour C5, et la partie proximale du Quadriceps et distale des Ischio-jambiers C8, qui, en théorie, sont très susceptibles aux Artéfacts des Tissus Mous, affectant donc l'estimation du positionnement du Centre Articulaire de la Hanche [10,12,13]. Cependant, l'utilisation du wOCST et du SCoRE semble limiter ce phénomène, comme l'ont également montré

Ehrig *et al.* [10]. Le marqueur proximal sur le quadriceps, présent dans les deux combinaisons, pourrait apporter un bénéfice spécifique, même s'il devrait être particulièrement sensible à l'Artéfact des Tissus Mous selon les publications précédentes [13]. Ces résultats semblent conforter la deuxième partie de notre hypothèse sur l'intérêt des marqueurs cutanés sur des muscles facilement identifiables tels que les muscles antérieurs et/ou postérieurs de la cuisse.

De plus, l'utilisation de tous les marqueurs (combinaison C1) ne semblait pas améliorer l'estimation du positionnement du Centre Articulaire de la Hanche par rapport aux combinaisons utilisant moins de marqueurs comme C5 et C8. Krutzenstein *et al.* [8] ont également observé que l'augmentation du nombre de marqueurs n'améliorait pas l'estimation du positionnement du Centre Articulaire de la Hanche. De même, la combinaison utilisant uniquement des marqueurs osseux (C2) n'était pas plus robuste pour estimer le positionnement du Centre Articulaire de la Hanche que celles utilisant des marqueurs de tissus mous.

Ce quatrième travail de thèse présente plusieurs limites. Premièrement, nous évaluons uniquement la capacité des différents marqueurs cutanés et de leurs combinaisons à estimer correctement la position du Centre Articulaire de la Hanche par rapport aux méthodes prédictives. Étant donné que les marqueurs cutanés n'ont pas été retirés ni remplacés entre les essais de calibration, l'étude n'a pas évalué la facilité avec laquelle l'investigateur pouvait répéter le placement du marqueur. Ce sera le sujet d'un prochain travail. Deuxièmement, les positions des Centres Articulaires de la Hanche, qu'elles soient issues des méthodes fonctionnelles ou prédictives, n'ont pas été comparées à la position

réelle des Centres Articulaires de la Hanche retrouvée par imagerie (fluoroscopie ou EOS® par exemple). On peut imaginer que la position du Centre Articulaire de la Hanche obtenue avec les méthodes fonctionnelles serait plus précise dans le cadre d'une Arthroplastie Totale de Hanche. En effet, ces méthodes ne sont pas impactées par les altérations de la hanche native du patient (un patient porteur du Prothèse Totale de Hanche ne répond plus aux normes anthropométriques utilisées pour déterminer le Centre Articulaire de la Hanche avec des méthodes prédictives). Ce sera d'ailleurs le sujet d'un prochain travail puisque notre petit échantillon était constitué uniquement de sujets jeunes ne présentant aucune pathologie connue. Nous sommes ainsi bien loin du contexte dans lequel ces combinaisons pourraient être utilisées.

Ensuite il convient de noter que les sujets plus âgés, qui peuvent présenter une atrophie musculaire, un excès de pondéral ou une mobilité réduite secondaire à une coxarthrose pourraient rencontrer des difficultés à réaliser le mouvement de calibration. Dans le futur, nous prévoyons de répéter cette étude avec un plus grand nombre de sujets dans un contexte orthopédique comme l'Arthroplastie Totale de Hanche (pré- et postopératoire), et de la combiner avec l'imagerie (comme le système EOS®).

Dernière limite, la vitesse du mouvement de calibration utilisée ici n'est pas parfaitement standardisée. Bien qu'il existe un large consensus sur le fait que le mouvement type Arc-Étoile est le plus reproductible, il n'existe aucune information sur la vitesse à utiliser. Les mouvements effectués rapidement et/ou avec une amplitude de mouvement

complète semblent moins précis pour déterminer le Centre Articulaire de la Hanche [13]. En effet, Fiorentino *et al.* pensent qu'une plus grande amplitude de mouvement augmente les Artefacts des Tissus Mous [3,17] et Begon *et al.* [13] quant à eux, estiment qu'une vitesse plus élevée les augmente aussi. Néanmoins, dans ce travail, les mouvements ont été effectués lentement et non sur toute l'amplitude de mouvement.

2.4.5 Conclusions et perspectives

Les résultats de ce quatrième travail de thèse apportent des éléments préliminaires encourageant à considérer les méthodes fonctionnelles comme une alternative robuste pour déterminer la position du Centre Articulaire de la Hanche. Les méthodes fonctionnelles permettent ainsi de s'affranchir de données anthropométriques pouvant être altérées en postopératoire d'une Arthroplastie Totale de Hanche par exemple, et surtout favoriser la routine clinique en diminuant la précisions du positionnement des marqueurs. Parmi l'ensemble des combinaisons proposées dans ce travail, il existe finalement peu de différence entre elles sauf pour celle excluant les marqueurs du bassin (C6), celle utilisant tous les marqueurs (C1) ou uniquement les marqueurs osseux (C2), qui ne sont donc pas à privilégier. Les autres combinaisons utilisant six marqueurs par membres inférieur sont à privilégier pour favoriser une bonne estimation du positionnement du Centre Articulaire de la Hanche par rapport aux méthodes prédictives, avec un intérêt particulier pour les deux combinaisons utilisant un marqueur proximal sur le Droit Fémoral, facilement palpable (C5 et C8), conformément à l'hypothèse initiale. L'utilisation d'un nombre réduit de

marqueurs facilement palpables semble ainsi apporter un début de preuve en faveur d'utilisation en routine clinique, même si des travaux complémentaires sont nécessaires auprès de la population étudiée dans ce travail de thèse.

2.4.6 Bibliographie Partie 2.4

- [1] Sangeux M. On the implementation of predictive methods to locate the hip joint centres. *Gait & Posture* 2015;42:402–5. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2015.07.004>.
- [2] Stagni R, Leardini A, Cappozzo A, Grazia Benedetti M, Cappello A. Effects of hip joint centre mislocation on gait analysis results. *J Biomech* 2000;33:1479–87. [https://doi.org/10.1016/s0021-9290\(00\)00093-2](https://doi.org/10.1016/s0021-9290(00)00093-2).
- [3] Fiorentino NM, Atkins PR, Kutschke MJ, Foreman KB, Anderson AE. In-vivo quantification of dynamic hip joint center errors and soft tissue artifact. *Gait & Posture* 2016;50:246–51. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2016.09.011>.
- [4] Kainz H, Carty CP, Modenese L, Boyd RN, Lloyd DG. Estimation of the hip joint centre in human motion analysis: a systematic review. *Clin Biomech (Bristol, Avon)* 2015;30:319–29. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2015.02.005>.
- [5] Harrington ME, Zavatsky AB, Lawson SEM, Yuan Z, Theologis TN. Prediction of the hip joint centre in adults, children, and patients with cerebral palsy based on magnetic resonance imaging. *J Biomech* 2007;40:595–602. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2006.02.003>.

- [6] Assi A, Sauret C, Massaad A, Bakouny Z, Pillet H, Skalli W, et al. Validation of hip joint center localization methods during gait analysis using 3D EOS imaging in typically developing and cerebral palsy children. *Gait & Posture* 2016;48:30–5. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2016.04.028>.
- [7] Baker R, Leboeuf F, Reay J, Sangeux M. The Conventional Gait Model - Success and Limitations. *Handbook of Human Motion*, Cham: Springer International Publishing; 2018, p. 489–508. https://doi.org/10.1007/978-3-319-14418-4_25.
- [8] Kratzenstein S, Kornaropoulos EI, Ehrig RM, Heller MO, Pöppelau BM, Taylor WR. Effective marker placement for functional identification of the centre of rotation at the hip. *Gait & Posture* 2012;36:482–6. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2012.04.011>.
- [9] Taylor WR, Ehrig RM, Duda GN, Schell H, Seebeck P, Heller MO. On the influence of soft tissue coverage in the determination of bone kinematics using skin markers. *J Orthop Res* 2005;23:726–34. <https://doi.org/10.1016/j.orthres.2005.02.006>.
- [10] Ehrig RM, Heller MO, Kratzenstein S, Duda GN, Trepczynski A, Taylor WR. The SCoRE residual: a quality index to assess the accuracy of joint estimations. *J Biomech* 2011;44:1400–4. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2010.12.009>.
- [11] Bouffard V, Begon M, Champagne A, Farhadnia P, Vendittoli P-A, Lavigne M, et al. Hip joint center localisation: A biomechanical application to hip arthroplasty population. *World J Orthop* 2012;3:131–6. <https://doi.org/10.5312/wjo.v3.i8.131>.
- [12] Camomilla V, Cereatti A, Vannozzi G, Cappozzo A. An optimized protocol for hip joint centre determination using the functional

- method. *Journal of Biomechanics* 2006;39:1096–106.
<https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2005.02.008>.
- [13] Begon M, Monnet T, Lacouture P. Effects of movement for estimating the hip joint centre. *Gait & Posture* 2007;25:353–9.
<https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2006.04.010>.
- [14] Davis RB, Öunpuu S, Tyburski D, Gage JR. A gait analysis data collection and reduction technique. *Human Movement Science* 1991;10:575–87. [https://doi.org/10.1016/0167-9457\(91\)90046-Z](https://doi.org/10.1016/0167-9457(91)90046-Z).
- [15] Ehrig RM, Taylor WR, Duda GN, Heller MO. A survey of formal methods for determining the centre of rotation of ball joints. *J Biomech* 2006;39:2798–809.
<https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2005.10.002>.
- [16] Hara R, Sangeux M, Baker R, McGinley J. Quantification of pelvic soft tissue artifact in multiple static positions. *Gait & Posture* 2014;39:712–7. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2013.10.001>.
- [17] Fiorentino NM, Kutschke MJ, Atkins PR, Foreman KB, Kapron AL, Anderson AE. Accuracy of Functional and Predictive Methods to Calculate the Hip Joint Center in Young Non-pathologic Asymptomatic Adults with Dual Fluoroscopy as a Reference Standard. *Ann Biomed Eng* 2016;44:2168–80.
<https://doi.org/10.1007/s10439-015-1522-1>.
- [18] Oppelt K, Hogan A, Stief F, Grützner PA, Trinler U. Movement Analysis in Orthopedics and Trauma Surgery - Measurement Systems and Clinical Applications. *Z Orthop Unfall* 2020;158:304–17. <https://doi.org/10.1055/a-0873-1557>.
- [19] Kadaba MP, Ramakrishnan HK, Wootten ME, Gainey J, Gorton G, Cochran GVB. Repeatability of kinematic, kinetic, and

- electromyographic data in normal adult gait. *Journal of Orthopaedic Research* 1989;7:849–60.
<https://doi.org/10.1002/jor.1100070611>.
- [20] Nantel J, Termoz N, Vendittoli P-A, Lavigne M, Prince F. Gait patterns after total hip arthroplasty and surface replacement arthroplasty. *Arch Phys Med Rehabil* 2009;90:463–9.
<https://doi.org/10.1016/j.apmr.2008.08.215>.
- [21] 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.
<https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2009.03.037>.
- [22] Lenaerts G, Mulier M, Spaepen A, Van der Perre G, Jonkers I. Aberrant pelvis and hip kinematics impair hip loading before and after total hip replacement. *Gait Posture* 2009;30:296–302.
<https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2009.05.016>.
- [23] Sangeux M, Pillet H, Skalli W. Which method of hip joint centre localisation should be used in gait analysis? *Gait & Posture* 2014;40:20–5. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2014.01.024>.
- [24] Kainz H, Hajek M, Modenese L, Saxby DJ, Lloyd DG, Carty CP. Reliability of functional and predictive methods to estimate the hip joint centre in human motion analysis in healthy adults. *Gait & Posture* 2017;53:179–84.
<https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2017.01.023>.
- [25] Leboeuf F, Baker R, Barré A, Reay J, Jones R, Sangeux M. The conventional gait model, an open-source implementation that

- reproduces the past but prepares for the future. *Gait Posture* 2019;69:235–41. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2019.04.015>.
- [26] Pillet H, Sangeux M, Hausselle J, El Rachkidi R, Skalli W. A reference method for the evaluation of femoral head joint center location technique based on external markers. *Gait & Posture* 2014;39:655–8. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2013.08.020>.
- [27] Lalevée M, Martinez L, Rey B, Beldame J, Matsoukis J, Poirier T, et al. Gait analysis after total hip arthroplasty by direct minimally invasive anterolateral approach: A controlled study. *Orthop Traumatol Surg Res* 2022:103521. <https://doi.org/10.1016/j.otsr.2022.103521>.
- [28] Martinez L, Noé N, Beldame J, Matsoukis J, Poirier T, Brunel H, et al. Quantitative gait analysis after total hip arthroplasty through a minimally invasive direct anterior approach: A case control study. *Orthop Traumatol Surg Res* 2022:103214. <https://doi.org/10.1016/j.otsr.2022.103214>.
- [29] Hara R, McGinley J, Briggs C, Baker R, Sangeux M. Predicting the location of the hip joint centres, impact of age group and sex. *Sci Rep* 2016;6:37707. <https://doi.org/10.1038/srep37707>.
-

Influence of skin markers positioning and their combinations on the estimation of the Hip Joint Center with the functional method

Lucas Martinez^{1*}, Matthieu Lalevée², Thomas Poirier³, Helena Brunel³, Jean Matsoukis⁴, Stéphane Van Driessche⁵, Fabien Billuart⁶

¹ Laboratoire d'Analyse du Mouvement, Unité de Recherche ERPHAN, UR 20201, UVSQ, France ; Institut de Formation en Masso-Kinésithérapie Saint Michel, 68 rue du Commerce, 75015 Paris, France

² Service de chirurgie orthopédique et traumatologique, Centre Hospitalier Universitaire de Rouen, 37 boulevard Gambetta, 76000 Rouen, France ; matthieu.lalevee@gmail.com

³ Laboratoire d'Analyse du Mouvement, Institut de Formation en Masso-Kinésithérapie Saint Michel, 68 rue du Commerce, 75015 Paris, France ; t.poirier@ifmk.fr

³ Laboratoire d'Analyse du Mouvement, Institut de Formation en Masso-Kinésithérapie Saint Michel, 68 rue du Commerce, 75015 Paris, France ; helena.brunel@gmail.com

⁴ Département de chirurgie orthopédique, Groupe Hospitalier du Havre, BP24, 76083, Le Havre cedex, France ; jean.matoukis@gmail.com

⁵ Polyclinique Sainte Marguerite, 5 avenue de la Font Sainte-Marguerite, 89000 Auxerre, France ; svandri@gmail.com

⁶ Unité de Recherche ERPHAN, UR 20201, UVSQ, France, Université de Versailles-Saint-Quentin-en-Yvelines, UFR Simone Veil-Santé, 20 avenue de la source de la Bièvre, 78180 Montigny-le-Bretonneux, France ; f.billuart@ifmk.fr

Citation: To be added by editorial staff during production.

Academic Editor: Firstname
Lastname

Received: date

Revised: date

Accepted: date

Published: date



Copyright: © 2024 by the authors. Submitted for possible open access publication under the terms and conditions of the Creative Commons Attribution (CC BY) license (<https://creativecommons.org/licenses/by/4.0/>).

Abstract: Accurate estimation of the Hip Joint Center (HJC) positioning is crucial during Gait Analysis. HJC is obtained with predictive or functional methods. In the functional method, there is no consensus on where to place the skin markers and the combination to use. The objective of this study was to analyze how different combinations of skin markers affect the estimation of the HJC positioning relative to predictive methods. Forty-one healthy volunteers were included in the study; thirteen markers were placed on the pelvis and hip of each subject's lower limbs. Various markers combinations were used to determine the HJC positioning based on ten calibration movement trials, captured by a motion capture system. The estimation of the HJC positioning for each combination was evaluated by focusing on the Range and Standard Deviation of the mean norm values of HJC and the mean X, Y, Z coordinates of HJC for each limb. The combination that excluded the markers on the pelvic bone was not robust in estimating the HJC positioning. The combinations that included the markers on the pelvic bone and on the proximal and easily identifiable muscles had the best estimation, closed to predictive methods.

Keywords: gait analysis; skin marker positioning; hip joint center; functional method; orthopedics

1. Introduction

Quantitative Movement Analysis (QMA) is recognized in various fields, such as Total Hip Arthroplasty (THA), as the gold standard for evaluating postoperative gait perturbations [18,19]. THA is a well-accepted and successful procedure for patients suffering from coxarthrosis [11,20]. However, the reconstruction of the hip leads to modification of hip geometry and these changes affect the hip joint kinetics and kinematics. [21,22]. Thus, location of the Hip Joint Center (HJC) is crucial for the quantification of the musculoskeletal loading at the hip joint [11,23]. In fact, Stagni *et al.* [2] showed that malpositioning the HJC can affect the hip kinematics. Classically for gait analysis, two methods can be used to define the position of the HJC [1,4,10,15,17,23–26].

The first and widely used [27,28] is the predictive method, which uses regression equations based on bone geometry of healthy subjects to derive the position of the HJC [17,23]. Conventional gait models such as the Vicon Plug-in Gait (PiG) model, which is the best known, use precise marker placement combined with static calibration along with anthropometric data (length of lower limbs, distance between the two iliac spines) [5,6,14,17,24]. But this model has limitations. First, inaccurate skin marker placement can distort the HJC positioning [7]. Also, changes in a person's anthropometric data following surgery (e.g., THA) can cause inaccuracies when calculating the HJC (e.g., partial restoration of femoral offset and combined offset) [7].

The second method—the so-called functional method—uses a set of skin markers and dynamic calibration during precise, validated movements done by a subject, such as the star-arc movement, for positioning the HJC [12]. This method is less dependent on accurate skin marker placement and does not require anthropometric data. However, its main limitation is Soft Tissue Artefacts (STA), which Hara *et al.* [16] defined as displacement of skin markers relative to the underlying bone landmarks due to muscle contraction, skin movement and inertia. The weighted Optimal Common Shape Technique (wOCST), developed for Vicon devices, was shown to be a valid method for more accurately determining the joint centers by considering the non-uniform distribution of the STA [8,10]. This technique uses the standard OCST to suppress the STA and uses the Symmetrical Center of Rotation Estimation (SCoRE) for determining the HJC [8,10]. Therefore, this method could be suited for QMA in an orthopedic context such as THA as it does not require anthropometric measurement [11].

Although functional methods are recognized as being rapid, robust and precise, few studies provide information on the influence of skin markers positioning and their combinations on the estimation of HJC positioning [8]. Before a potential routine clinical use of functional methods in a context of THA, it should be appropriate to define the influence of skin markers positioning and their combinations on the estimation of HJC positioning compared to predictive method. This would allow the clinicians to be guided on the skin marker positioning and the combinations to be used while being compatible with the requirements of a clinical follow-up.

For this study, starting from the optimal regions for marker placement defined by Krutzenstein *et al.* [8], eight different skin marker combinations were created. The objective of this study, carried out first in asymptomatic subjects, was to analyze how different combinations of skin markers affect the estimation of the HJC positioning relative to predictive methods. We assume that skin markers combinations giving the best estimation of the HJC positioning compared to the predictive methods will be those that include: 1) markers on the pelvic bone and 2) markers on easily identifiable muscles such as anterior or/and posterior thigh muscles.

2. Materials and Methods

Subjects

Forty-one asymptomatic subjects between 19 and 45 years of age were included (Table 1, Figure 1). All were physiotherapy students.

Table 1. Characteristics of study group

	Mean ± SD (min-max)
Number	41
Age (years)	22.7 ± 5.69 (19-45)
Sex (Male (M)/Female (F))	20/21
Height (cm)	172 ± 0.09 (168-182)
Mass (kg)	64.80 ± 10.9 (59.45-83.56)
Body mass index (kg/m ²)	21.91 ± 2.76 (19.12-24.77)

(min-max) = minimum and maximum values of the parameter; SD: Standard Deviation

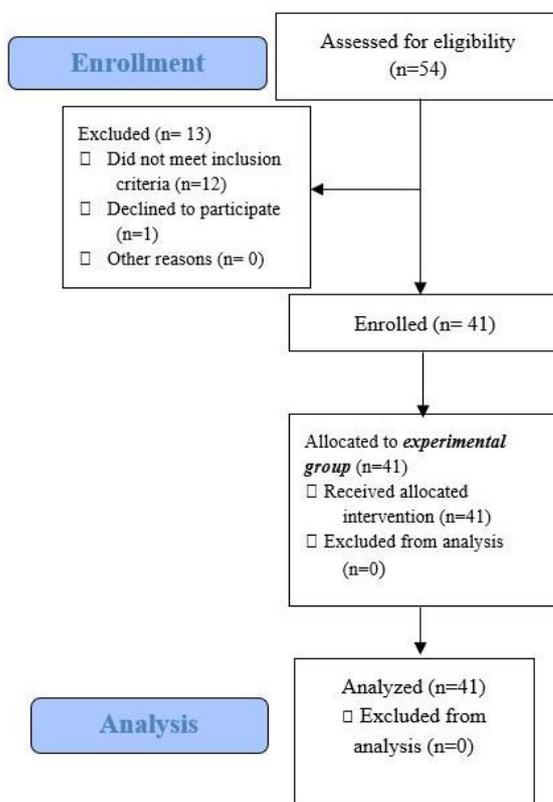


Figure 1. Study Flow Chart

Methods

115

The inclusion criterion was a BMI < 30 kg/m². The exclusion criteria were symptomatic orthopedic conditions in the lower limbs for less than 6 months, neurological or vestibular disease, visual, cardiovascular, respiratory, cognitive or psychiatric disorders, consumption of drugs or alcohol within the previous 24 hours.

116

117

118

119

Measurement protocol

120

Anthropometric data

121

To carry out the calibration for the predictive method, the following anthropometric measurements were taken in each subject (in bare feet): height, weight, distance between AnteroSuperior Iliac Spine (ASIS) and medial malleolus (measured with a soft measuring tape in a standing subject after landmarks were palpated by the investigator).

122

123

124

125

Marker placement

126

Thirteen passive reflective skin markers were placed on each lower limb: 2 on the pelvis and 11 on the thigh. The markers were applied following the Vicon PiG [5,7] for the pelvis and the optimal regions described by Krutzenstein *et al.* for the thigh [8] (**Figure 2**). **Table 2** describes the exact position of the markers on the pelvis and thigh.

127

128

129

130

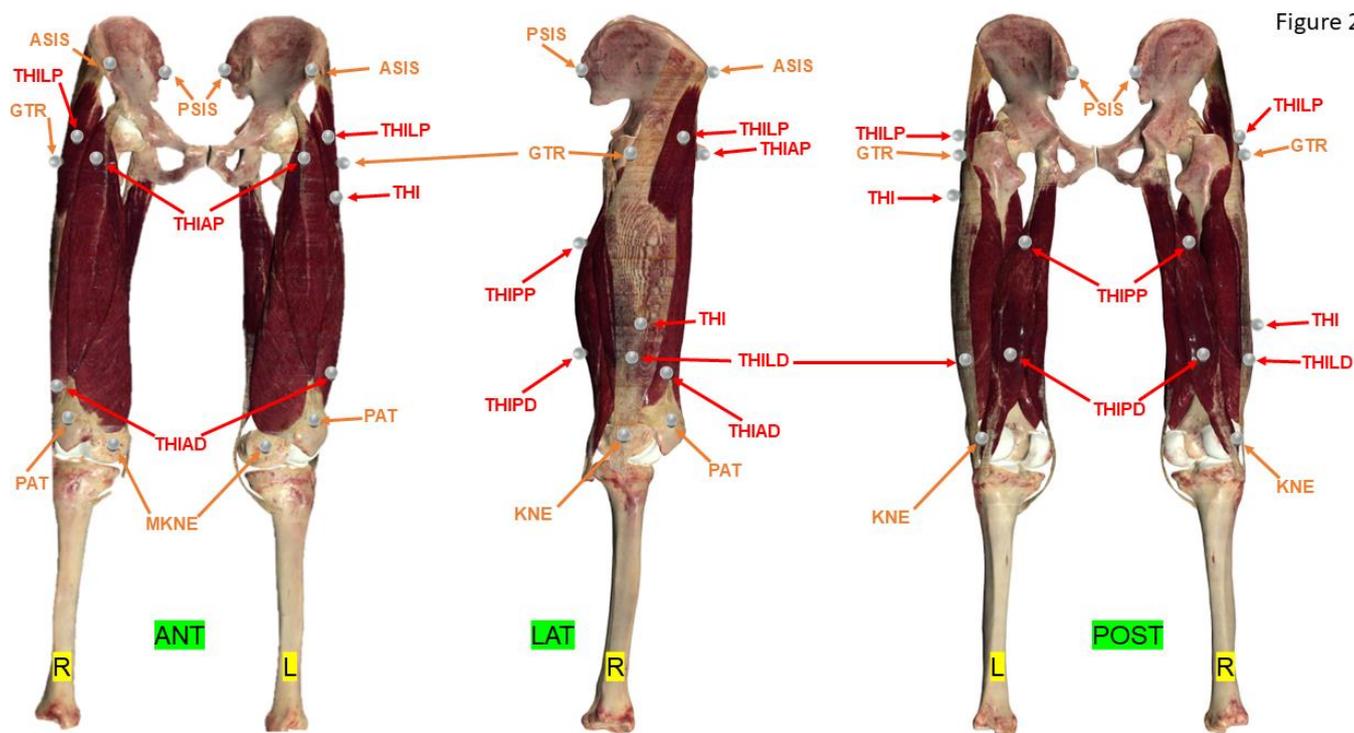


Figure 2

Figure 2. Placement of passive reflective skin marks according to the PiG and Harrington models of the pelvis and Krutzenstein *et al.* for the thigh [25]. The entire set of markers made up the combination C1. The marker name abbreviations are listed in **Table 2**. ANT = anterior view; LAT = lateral view; POST = posterior view; L = Left; R= Right.

Data acquisition

131

To obtain the coordinates (X, Y, Z) of the HJC, calibration trials were completed for each model:

132
133

- Static calibration for the predictive methods,
- Dynamic calibration using a star-arc movement [12] for the functional method.

134
135

For the static calibration, once the passive reflective markers had been attached, the subject was asked to stand with their feet hip-width apart and their arms held away from the body, to ensure that all the markers on the lower limbs were visible.

136
137
138

For the dynamic calibration, each subject did a slow star-arc movement with each lower limb [11–13]. This movement was repeated and recorded ten times, thus a total of 20 movements for the two limbs. This calibration movement [11,12] corresponds to circumduction combining hip flexion/extension at 30° and abduction/adduction in an amplitude the subject could comfortably perform (minimum 15° and maximum 30° [12]). A slow speed of movement as described by Begon *et al.* [13] was chosen for this study.

139
140
141
142
143
144

The two calibration tests were acquired using eight optical cameras (Bonita B10™, Vicon Motion System Ltd, Oxford, UK), two videos cameras (Bonita 720C B10™, Vicon), and recorded simultaneously with Vicon Nexus™ software (version 2.5, Vicon) which incorporated the wOCST algorithms. Note that the reflective skin markers were not removed and repositioned between each calibration trial.

145
146
147
148
149

150

Table 2. Positioning of skin markers on the pelvis and thigh

<i>Segment</i>	<i>Number of markers</i>	<i>Name of marker</i>	<i>Anatomical location</i>
<i>Pelvis</i>	2 (4 on both sides)	ASIS	Anterosuperior iliac spine
		PSIS	Posterosuperior iliac spine
<i>Thigh</i>	11 (22 on both side)	GTR	Greater trochanter
		THIAP	Proximally from the belly of the rectus femoris = <i>AI</i> in Kratzenstein <i>et al.</i> [8]
		THIAD	Anterolateral area of the distal thigh = <i>AII</i> in Kratzenstein <i>et al.</i> [8]
		THILP	Proximally along the tensor fascia lata = <i>LI</i> in Kratzenstein <i>et al.</i> [8]
		THILD	Distally along the tensor fascia lata = <i>LII</i> in Kratzenstein <i>et al.</i> [8]
		THIPP	Proximal to the belly of the biceps femoris and semitendinosus = <i>PI</i> in Kratzenstein <i>et al.</i> [8]
		THIPD	Distal to the belly of the biceps femoris and semitendinosus = <i>PII</i> in Kratzenstein <i>et al.</i> [8]
		THI	Right side: inferior third of lateral portion of thigh Left side: superior third of lateral portion of thigh
		KNE	Lateral femoral condyle
		PAT	Middle of superior edge of patella
		MKNE	Medial femoral condyle

151

152

Data processing

153

After having labelled and completed the trajectory of each skin marker, eight combinations of thigh and pelvis markers were made starting with the mandatory markers for PiG (ASIS, PSIS) [7] and the optimal regions for marker placement according to Krutzenstein *et al.* [8] (GTR, THIAP, THIAD, THILD, THIPP, THIPD, THI, KNE, PAT, MKNE). Each combination had a different number and positioning of markers as shown in **Table 3** and **Figure 2**.

154
155
156
157
158
159

The following landmark was used to calculate the coordinates of the HJC: the center of the landmark is the middle between the left ASIS and right ASIS. The X axis (in red) passes through the center of the landmark and the middle of the left and right PSIS. The Y axis (green) passes through the middle of the landmark and right ASIS. The Z axis (blue) corresponds to the vectorial product between the X axis, Y axis and center of the left and right ASIS, oriented upwards.

160
161
162
163
164
165

Estimate of HJC by the functional method

166

In the Nexus™ software, the wOCST applies a weighting factor to each marker based on its contribution to representing the joint’s spherical movement. This approach combines the standard OCST, which eliminates any movement of the markers relative to each other by generating a set of rigid markers starting from complete marker data for each combination and adding a SCoRE to it; this determines the HJC based on movement data for two segments moving simultaneously.

167
168
169
170
171
172

Thus, for each of the ten calibration trials for each of the subjects’ limbs, eight coordinates (X, Y, Z) of the HJC derived from the functional method were obtained.

173
174

Estimate of HJC by the predictive method

175

HJC were also determined by predictive methods in two different ways. One via the linear regression method developed by Davis *et al.* [14], called "PiG" in this study. The other by the linear regression method developed by Harrington *et al.* [5], called "Harrington" in this study.

176
177
178
179

Table 3. Combinations created from the various pelvis and thigh markers

Name of combination	Markers included	Potential benefit
C1 = all the markers	All the markers	Will using all the markers improve repeatability?
C2 = markers on the bony landmarks	GTR MKNE KNE + pelvis	Simplify method by using only bone markers
C3 = proximal and distal posterior markers	GTR MKNE KNE + pelvis THIPP THIPD	Simplify method by using only the lateral, anterior, or posterior markers
C4 = lateral markers	GTR MKNE KNE + pelvis	

	THILP THILD	
C5 = proximal and distal anterior markers	GTR MKNE KNE + pelvis THIAP THIAD	
C6 = proximal and distal anterior markers without the pelvis markers	GTR MKNE KNE THIAP THIAD	Potential usefulness if the pelvic bony landmarks are not palpable (too much soft tissue thickness on the bony landmarks)
C7 = anterior distal and posterior proximal markers	GTR MKNE KNE + pelvis THIAD THIPP	The THIAP, THIAD, THIPP, THIPD markers are located in the corresponding regions on the muscle bellies (anterior: quadriceps; posterior: hamstrings). These locations are easier to palpate but could be affected by STA.
C8 = anterior proximal and posterior distal markers	GTR MKNE KNE + pelvis THIAP THIPD	

Statistical analysis

180

Using the skin markers, eight combinations of markers were set (Table 3, Figure 2) to calculate the X, Y, Z coordinates of their respective HJCs. Also, the HJC coordinates derived from the PiG and Harrington regression methods were calculated, for a total of ten HJCs.

181
182
183
184

Each subject did ten calibration trials for each limb. Thus, for each subject and each limb, the following were calculated based on these ten trials:

185
186

- Mean norm (in mm) ± SD and range (max-min) for each combination
- Mean coordinates ± SD and range (max-min) in X, in Y and in Z of each combination.

187
188
189

Then the following were calculated for each combination (on each lower limb):

190

- Mean norms using the mean norms of each subject (in mm),
- Mean SD of the norms using the mean SD of each subject,
- Mean of the norm ranges using the mean ranges of each subject,
- Mean coordinates (X, Y, Z) using the mean coordinates in X, Y, Z of each subject,
- Mean SD of coordinates (X, Y, Z) using the mean SD in X, Y, Z of each subject,
- Mean range of coordinates (X, Y, Z) using the mean range in X, Y, Z of each subject.

191
192
193
194
195
196

A Shapiro-Wilk test was done to determine if the data were normally distributed. As normality was not guaranteed for certain variables, nonparametric tests were used. Kruskal Wallis tests were used for comparisons among all combinations. Wilcoxon tests were used for pairwise comparisons between the combinations on the different parameters and each lower limb (R and L): norm, mean, SD and range of HJC positions in X, Y, Z. The significance threshold was set at α = 0.05. P values were corrected for multiple testing using the Bonferroni method. The corrected significance level was set to α = 0.001.

197
198
199
200
201
202
203

The statistical analysis was done using the software R™ (version 4.0.4, Bell Laboratories, Murray Hill, USA).

3. Results

The entire dataset for this study is available on request from the corresponding author.

3.1 Comparison of combinations to each other based on their norms.

Analyzing the mean norm of the various combinations eliminates the need to use the system of X, Y, Z axes and provides a first glimpse of the data. The mean of the norm of the C6 combination was significantly higher than that of the other combinations in the right and left limbs (except C1 and C2, Figure 3 A & B, Table 4). C6 also had a mean range and SD that was significantly higher than that of the other combinations in the right and left limbs (except with C1 and C3 for range and C4 on right lower limb for SD, Figure 4A, B, C, D, Table 4).

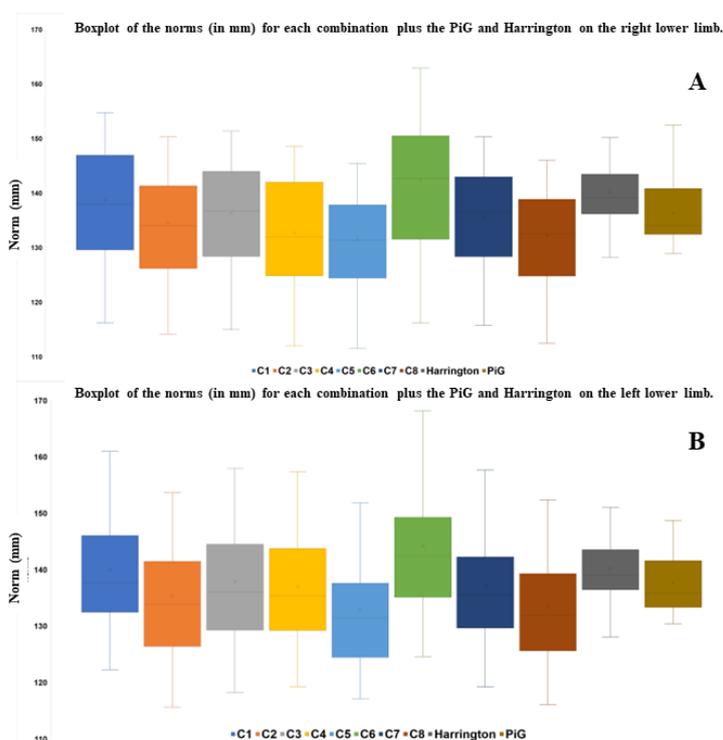


Figure 3. Boxplot of the norms (in mm) for each combination plus the PiG and Harrington on the right lower limb (A) and the left (B).

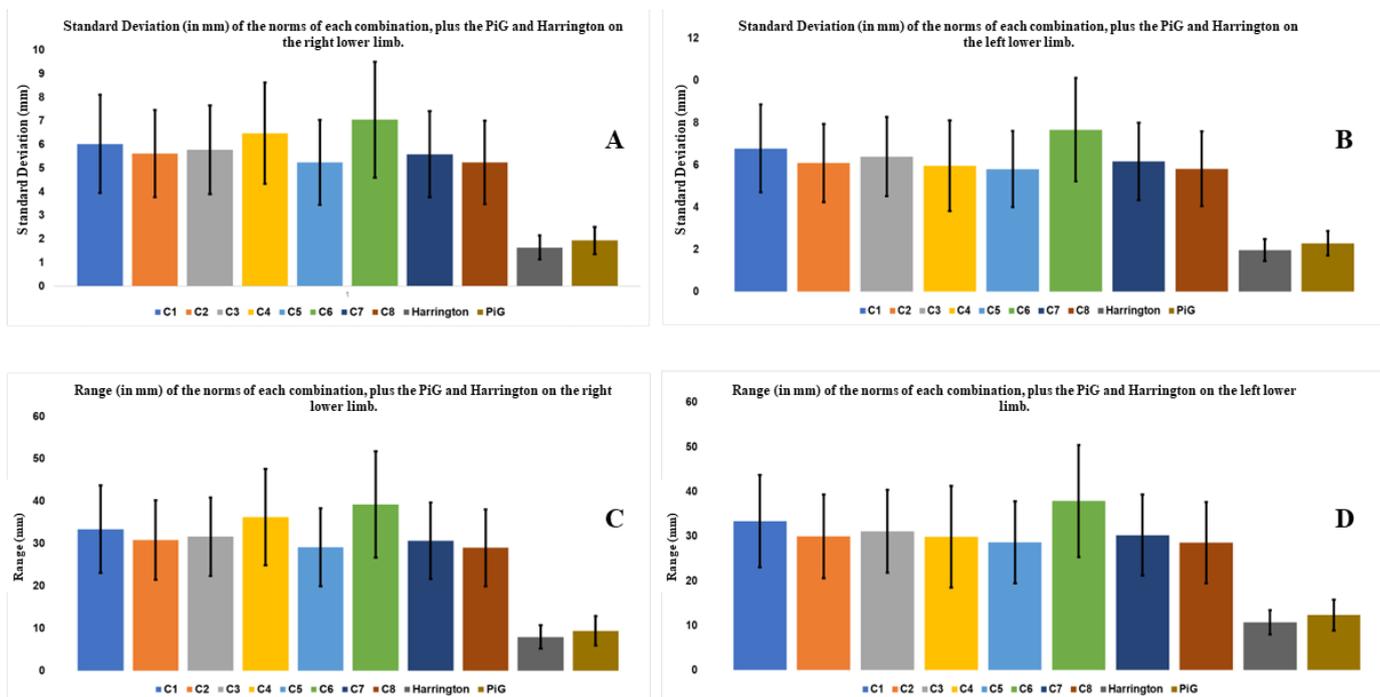


Figure 4. SD and range (in mm) on the right lower limb (A, C) and left (B, D) of the norms of each combination, plus the PiG and Harrington.

3.2 Comparison between combinations based on their coordinates on the different axes.

The second level of data analysis involves looking at the coordinates on the different axes. The mean SDs and ranges on the X axis were significantly higher than those on the Y and Z axes, no matter the combination and the limb considered (Figures 5 et 6). In both limbs, on most axis (except SD and range on Y axis for left lower limb), the C6 combination had a significantly higher SDs and ranges relative to most of the other combinations (Figures 5 & 6, Table 5 & 6).

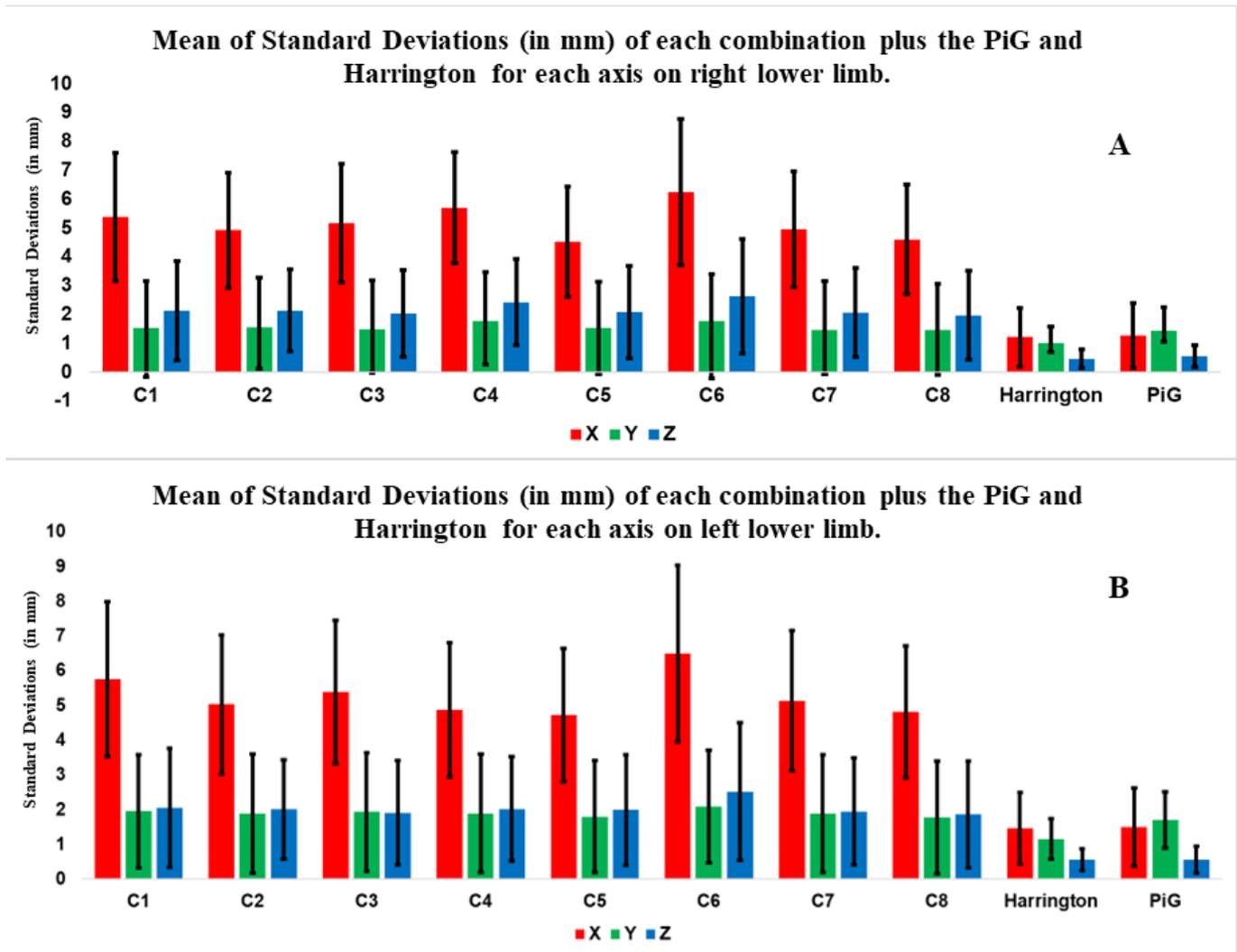


Figure 5. Mean of Standard Deviations (in mm) of each combination plus the PiG and Harrington for each axis and each lower limb (A = right lower limb, B = left lower limb). The X axis is in red, the Y axis in green, and the Z axis in blue.

242
243
244
245
246
247
248
249
250

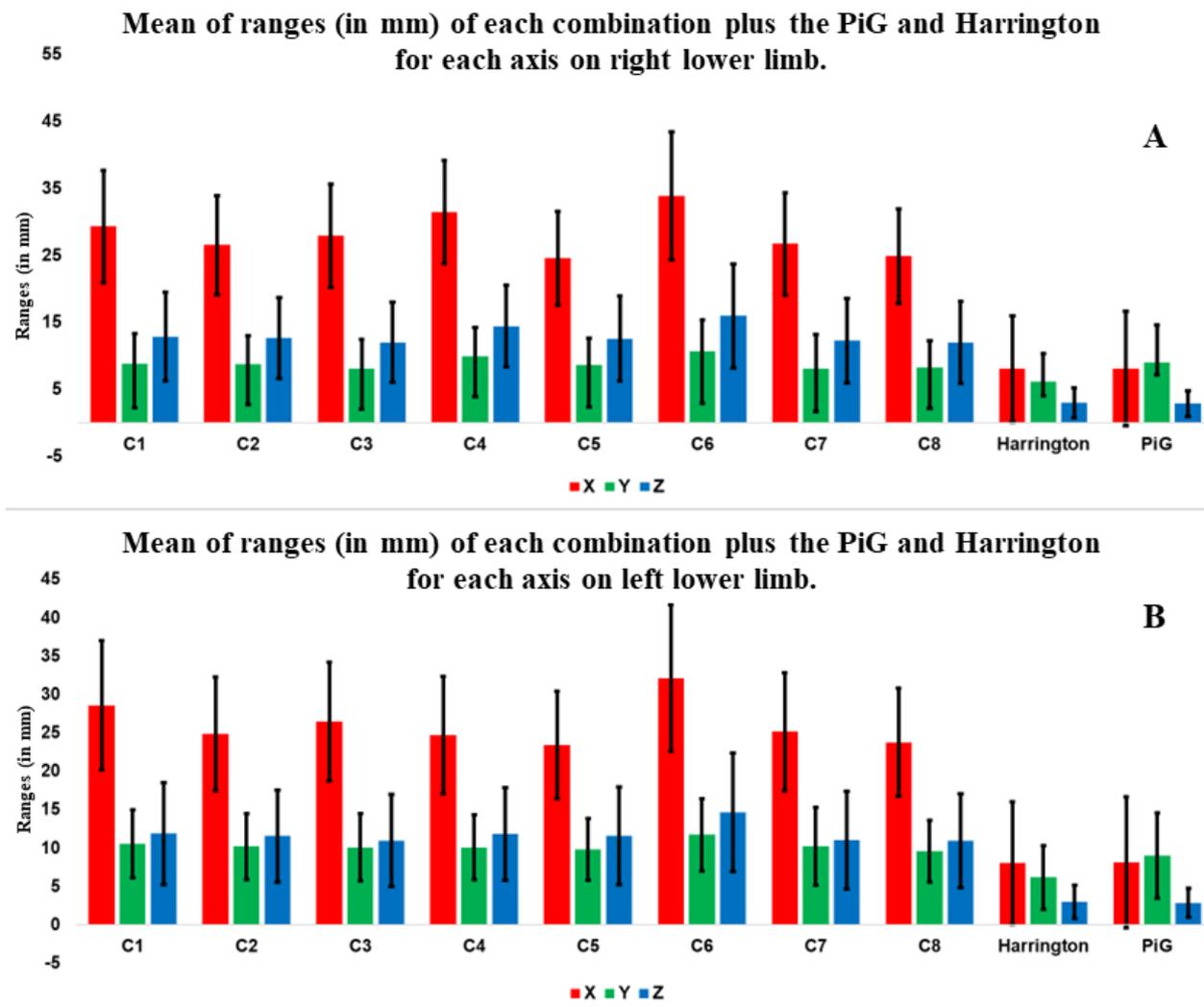


Figure 6. Mean of ranges (in mm) of each combination plus the PiG and Harrington for each axis and each lower limb (A = right lower limb, B = left lower limb). The X axis is in red, the Y axis in green, and the Z axis in blue.

3.3 Comparisons with predictive models

The range and SD of the mean norm of the PiG and Harrington were significantly smaller than all the other combinations, whether the right or left limb was analyzed (**Figure 4**, **Table 4**). There were no significant differences between the two predictive methods for the mean of the norms, SDs and ranges (**Table 4**). There were also no significant differences between the two predictive methods for the SDs and ranges on X and Z axis (except for SD and range on Z axis for right lower limb).

There were no significant differences between the 2 predictive methods and C5 and C8 for the mean of the norm. The mean SDs and ranges for each combination, on all axes and both lower limbs were significantly higher than those derived from the two predictive methods except C5 and C8 (Tables 5 and 6).

Table 4. P values for the pairwise comparisons of the range, mean and SD of the norm for each combination in the left and right lower limbs.

P value range of the norm for each combination in the right lower limb											P value range of the norm for each combination in the left lower limb										
limb											limb										
	C1	C2	C3	C4	C5	C6	C7	C8	H	P		C1	C2	C3	C4	C5	C6	C7	C8	H	P
C1		Red	Red	Red	Red	Red	Red	Red	Green	Green	C1		Red	Red	Red	Red	Red	Red	Red	Green	Green
C2			Red	Red	Red	Green	Red	Red	Green	Green	C2			Red	Red	Red	Green	Red	Red	Green	Green
C3				Red	Red	Green	Red	Red	Green	Green	C3				Red	Red	Red	Red	Red	Green	Green
C4					Red	Green	Red	Red	Green	Green	C4					Red	Green	Red	Red	Green	Green
C5						Green	Red	Red	Green	Green	C5						Green	Red	Red	Green	Green
C6							Green	Green	Green	Green	C6							Green	Red	Green	Green
C7								Red	Green	Green	C7								Red	Green	Green
C8									Green	Green	C8									Green	Green
H										Red	H										Red
P											P										
P value mean of the norm for each combination in the right lower limb											P value mean of the norm for each combination in the left lower limb										
limb											limb										
	C1	C2	C3	C4	C5	C6	C7	C8	H	P		C1	C2	C3	C4	C5	C6	C7	C8	H	P
C1		Red	Red	Red	Red	Red	Red	Red	Green	Green	C1		Red	Red	Red	Red	Red	Red	Red	Green	Green
C2			Red	Red	Red	Red	Red	Red	Green	Green	C2			Red	Red	Red	Green	Red	Red	Green	Green
C3				Red	Red	Green	Red	Red	Green	Green	C3				Red	Red	Red	Red	Red	Green	Green
C4					Red	Green	Red	Red	Green	Green	C4					Red	Green	Red	Red	Green	Green
C5						Green	Red	Red	Green	Red	C5						Green	Red	Red	Red	Red
C6							Green	Green	Green	Green	C6							Green	Red	Green	Green
C7								Red	Green	Red	C7								Red	Green	Red
C8									Red	Red	C8									Red	Red
H										Red	H										Red
P											P										
P value SD of the norm for each combination in the right lower limb											P value SD of the norm for each combination in the left lower limb										
limb											limb										
	C1	C2	C3	C4	C5	C6	C7	C8	H	PiG		C1	C2	C3	C4	C5	C6	C7	C8	H	P
C1		Red	Red	Red	Red	Green	Red	Red	Green	Green	C1		Red	Red	Red	Red	Red	Red	Red	Green	Green
C2			Red	Red	Red	Green	Red	Red	Green	Green	C2			Red	Red	Red	Green	Red	Red	Green	Green
C3				Red	Red	Green	Red	Red	Green	Green	C3				Red	Red	Red	Red	Red	Green	Green
C4					Green	Red	Red	Red	Green	Green	C4					Red	Green	Red	Red	Green	Green
C5						Green	Red	Red	Green	Green	C5						Green	Red	Red	Green	Green
C6							Green	Green	Green	Green	C6							Green	Red	Green	Green
C7								Red	Green	Green	C7								Red	Green	Green
C8									Green	Green	C8									Green	Green
H										Red	H										Red
P											P										

Red: p>0.001; Green= p<0.001. P= Plug-in Gait ; H= Harrington

282

283

284

285

286

Table 5. P values for the pairwise comparisons of the mean SD of the X, Y, and Z coordinates in the left and right lower limbs.

P value SD of X coordinates in the right lower limb											P value SD of X coordinates in the left lower limb										
	C1	C2	C3	C4	C5	C6	C7	C8	H	P		C1	C2	C3	C4	C5	C6	C7	C8	H	P
C1		Red	Red	Red	Red	Red	Red	Red	Green	Green	C1		Red	Green	Green						
C2			Red	Red	Red	Red	Red	Red	Red	Green	C2			Red	Red	Red	Red	Red	Red	Green	Green
C3				Red	Red	Red	Red	Red	Red	Green	C3				Red	Red	Red	Red	Red	Green	Green
C4					Red	Red	Red	Red	Red	Green	C4					Red	Red	Red	Red	Green	Green
C5						Red	Red	Red	Red	Green	C5						Red	Red	Red	Red	Green
C6							Red	Red	Red	Green	C6							Red	Red	Green	Green
C7								Red	Red	Green	C7								Red	Green	Green
C8									Red	Red	C8									Red	Red
H										Red	H										Red
P											P										Red
P value SD of Y coordinates in the right lower limb											P value SD of Y coordinates in the left lower limb										
	C1	C2	C3	C4	C5	C6	C7	C8	H	P		C1	C2	C3	C4	C5	C6	C7	C8	H	P
C1		Red	Red	Red	Red	Green	Red	Red	Green	Green	C1		Red	Green	Green						
C2			Red	Red	Red	Red	Red	Red	Green	Green	C2			Red	Red	Red	Red	Red	Red	Green	Green
C3				Red	Red	Red	Red	Red	Green	Green	C3				Red	Red	Red	Red	Red	Green	Green
C4					Red	Red	Red	Red	Green	Green	C4					Red	Red	Red	Red	Green	Green
C5						Red	Red	Red	Red	Green	C5						Red	Red	Red	Red	Green
C6							Red	Red	Red	Green	C6							Red	Red	Green	Green
C7								Red	Red	Green	C7								Red	Green	Green
C8									Red	Red	C8									Red	Red
H										Green	H										Green
P											P										Green
P value SD of Z coordinates in the right lower limb											P value SD of Z coordinates in the left lower limb										
	C1	C2	C3	C4	C5	C6	C7	C8	H	P		C1	C2	C3	C4	C5	C6	C7	C8	H	P
C1		Red	Red	Red	Red	Green	Red	Red	Green	Green	C1		Red	Green	Green						
C2			Red	Red	Red	Red	Red	Red	Green	Green	C2			Red	Red	Red	Red	Red	Red	Green	Green
C3				Red	Red	Red	Red	Red	Green	Green	C3				Red	Red	Red	Red	Red	Green	Green
C4					Red	Red	Red	Red	Green	Green	C4					Red	Red	Red	Red	Green	Green
C5						Red	Red	Red	Red	Green	C5						Red	Red	Red	Red	Green
C6							Red	Red	Red	Green	C6							Red	Red	Green	Green
C7								Red	Red	Green	C7								Red	Green	Green
C8									Red	Red	C8									Red	Red
H										Green	H										Red
P											P										Red

Red: p>0.001; Green= p<0.001. P= Plug-in Gait ; H= Harrington

Table 6. P values for the pairwise comparisons of the mean range of the X, Y, and Z coordinates in the left and right lower limbs.

P value range of X coordinates in the right lower limb											P value range of X coordinates in the left lower limb										
	C1	C2	C3	C4	C5	C6	C7	C8	H	P		C1	C2	C3	C4	C5	C6	C7	C8	H	P
C1		Red	Red	Red	Green	Green	Red	Red	Green	Green	C1		Red	Red	Red	Red	Red	Red	Red	Green	Green
C2			Red	Red	Red	Green	Red	Red	Green	Green	C2			Red	Red	Red	Green	Red	Red	Green	Green
C3				Red	Green	Green	Red	Red	Green	Green	C3				Red	Red	Green	Red	Red	Green	Green
C4					Green	Red	Red	Red	Green	Green	C4					Red	Green	Red	Red	Green	Green
C5						Green	Red	Red	Red	Red	C5						Green	Red	Red	Red	Red
C6							Red	Green	Green	Green	C6							Green	Green	Green	Green
C7								Red	Green	Green	C7								Red	Green	Green
C8									Red	Red	C8									Red	Red
H										Red	H										Red
P											P										Red
P value range of Y coordinates in the right lower limb											P value range of Y coordinates in the left lower limb										
	C1	C2	C3	C4	C5	C6	C7	C8	H	P		C1	C2	C3	C4	C5	C6	C7	C8	H	P
C1		Red	Red	Red	Red	Green	Red	Red	Green	Green	C1		Red	Red	Red	Red	Red	Red	Red	Green	Green
C2			Red	Red	Red	Green	Red	Red	Green	Green	C2			Red	Red	Red	Red	Red	Red	Green	Green
C3				Red	Red	Green	Red	Red	Green	Green	C3				Red	Red	Red	Red	Red	Green	Green
C4					Red	Red	Red	Red	Green	Green	C4					Red	Red	Red	Red	Green	Green
C5						Green	Red	Red	Red	Red	C5						Green	Red	Red	Red	Red
C6							Green	Green	Green	Green	C6							Red	Red	Green	Green
C7								Red	Green	Green	C7								Red	Green	Green
C8									Green	Red	C8									Red	Red
H										Green	H										Green
P											P										Red
P value range of Z coordinates in the right lower limb											P value range of Z coordinates in the left lower limb										
	C1	C2	C3	C4	C5	C6	C7	C8	H	P		C1	C2	C3	C4	C5	C6	C7	C8	H	P
C1		Red	Red	Red	Red	Green	Red	Red	Green	Green	C1		Red	Red	Red	Red	Red	Red	Red	Green	Green
C2			Red	Red	Red	Green	Red	Red	Green	Green	C2			Red	Red	Red	Green	Red	Red	Green	Green
C3				Red	Red	Green	Red	Red	Green	Green	C3				Red	Red	Green	Red	Red	Green	Green
C4					Red	Red	Red	Red	Green	Green	C4					Red	Red	Red	Red	Green	Green
C5						Green	Red	Red	Red	Red	C5						Red	Red	Red	Red	Red
C6							Green	Red	Green	Green	C6							Red	Red	Green	Green
C7								Red	Green	Green	C7								Red	Green	Green
C8									Red	Red	C8									Red	Red
H										Green	H										Red
P											P										Red

Red: p>0.001; Green= p<0.001. P= Plug-in Gait ; H= Harrington

294
295
296
297
298
299
300
301
302
303
304
305

4. Discussion

306

Determining the HJC is a key focus of QMA particularly for the clinician assessing the postoperative consequences of THA for example. Of the methods available for determining the HJC, the so-called functional method requires specific skin marker placement and a calibration movement done by the subject. While this method is well-suited to routine clinical use, there is no evidence that it provides greater value than the so-called predictive methods. *Thus, the objective of this study was to guide the clinician using functional methods in the choice of skin markers and their combinations, in order to have a correct estimation of the HJC positioning relative to predictive methods.* Among the marker combinations created based on the study by Kratzenstein *et al.* [8], some use a large set of markers (C1 with 13 pelvis and thigh markers) while others use only bony markers (C2), which in principle, reduces their relevance for routine clinical use. Other combinations excluded bony markers (C6) while still others used different combinations of markers placed on prominent and easily palpable muscle tissue, along with the classic bone markers (C3, C4, C5, C7 and C8). To evaluate the estimation of HJC positioning, our analysis focused on the range and SD of the mean norms of each combination, followed by their mean coordinates, SD and range on each axis (X, Y, Z). The larger the SD and range for the different parameters, the less robust the estimation of the HJC positioning is considered.

The first analysis compared the various combinations using the mean norm, which disregards the axes; it showed that the C6 combination was the least robust of all the combinations (**Table 4**). Also, its mean range and SD were greatly superior to the other combinations (**Table 4**). Based on this analysis, C6 should be eliminated from the possible combinations. Analyzing C6 on each axis confirms this conclusion. C6 does not use the pelvis bony markers, thus affecting the estimation of HJC positioning and confirming the usefulness of pelvis markers. These results validate the first part of our hypothesis, shared by most studies and seem logical [8,10,15,29]. Initially, this combination was proposed in order to overcome the impossibility for the clinician to palpate the bony landmarks of the pelvis in subjects with significant soft tissue thickness. For the clinician using functional methods in QMA, one of the key messages would be to keep these pelvic bone markers. However, it is interesting to note that these markers are not used during surgical navigation for knee arthroplasty. Even if marker tripods are fixed in the femur and tibia during this surgery—which reduces the measurement noise—given our findings, it seems important to keep the pelvis markers.

The C5 and C8 combinations were closed to the estimation of the HJC positioning obtained by the predictive methods. These findings are inconsistent with previous publications. For example, Fiorentino *et al.* [17] showed that the use of skin markers on the proximolateral part of the thigh induced STA modifying the position of the HJC compared to HJC obtained by fluoroscopy. C5 and C8 use markers placed on large muscles such as the proximal and distal portions of the quadriceps for C5 and the proximal quadriceps and distal hamstrings for C8 (**Table 2**, THIAP, THIAD, THIPD), which, in theory, are highly susceptible to STA, therefore affecting the estimation of the HJC positioning [3,10,12]. However, the use of wOCST and SCoRE seems to limit this phenomenon, as was also shown by Ehrig *et al.* [10]. The proximal marker on the quadriceps, which is present in both combinations, may provide a specific benefit, even though it should be particularly susceptible to STA according to previous publications [13]. These results seem to support the second part of our hypothesis on the interest of skin markers on easily identifiable muscles such as anterior or/and posterior thigh muscles.

In addition, using all the markers (C1 combination) does not seem to improve the estimation of HJC positioning relative to combinations that use fewer markers such as C5 and C8. Kratzenstein *et al.* [8] similarly observed that increasing the number of markers does not improve the estimation of HJC positioning. Likewise, the combination using only bone markers (C2) was not more robust in estimating the HJC positioning than those using soft tissue markers.

Our study has several limitations. First, we only evaluate the capacity of different skin markers positioning and their combinations to correctly estimate the position of the HJC compared to predictive methods. Since the skin markers were not removed and replaced between calibration trials, the study did not evaluate how easily the investigator could repeat the marker placement. This will be the topic of a future article. Second, the HJC positions, whether derived from the functional or predictive methods, were not compared with the true position of the HJC found with imaging (fluoroscopy or EOS® for example). One can imagine that the HJC position obtained with the functional methods would be more accurate in the context of arthroplasty as these methods are not impacted by the alterations in the patient's native hip (a patient who has undergone THA no longer meets the anthropometric standards used to determine the HJC with predictive methods). This will also be the topic of a future article since our small sample consisted solely of young subjects who had no known pathologies. This is far removed from the context in which these combinations will be used. In fact, older subjects, who may present with muscle atrophy, excess weight, or restricted mobility secondary to coxarthrosis or following THA surgery, may have difficulty performing the calibration movement. In the future, we plan to repeat this study with a larger number of subjects in an orthopedic context such as THA (pre- and postoperative), and to combine it with imaging (such as the EOS® system). Lastly, the speed of the calibration movement used here were not standardized. While there is broad agreement that the star-arc movement is the most repeatable, there is no information on the speed to use. Movements that are done rapidly and/or with full range of motion appear to be less accurate when determining the HJC [13]. Similarly, Fiorentino *et al.* believe that a larger movement amplitude increases the artefacts. [3,17]. Begon *et al.* [13] believe that higher speed increases STA. Nevertheless, in this study, the movements were done slowly and not over the full range of motion.

5. Conclusions

The correct estimation of HJC positioning is very important, especially in a potential clinical follow-up setting such as hip arthroplasty. Using the functional method to estimate HJC positioning eliminates the need for anthropometric data, which could be altered in orthopedic contexts. It also appears to favor routine clinical use as it is less dependent on accurate marker positioning and requires no anthropometric measurements. There were few differences between the combinations used in this study, except for the one that used no pelvic bony markers (C6). This combination should not be used because it does not provide a robust estimation of HJC positioning, which confirms our first part of hypothesis on the interest of pelvic bone markers. The other combinations using six markers per lower limb are preferred as they contribute to a good estimation of HJC positioning compared to predictive methods, especially the two combinations (C5 and C8) that have a proximal marker on the rectus femoris. This element confirms our second part of hypothesis on the interest of skin markers on easily identifiable muscles such as anterior or/and posterior thigh muscles. Using a smaller number of markers in locations that are easy to palpate provides some initial proof of its potential use in routine clinical follow-up, although additional work is needed with the target orthopedic population.

Supplementary Materials: The data presented in this study are available on request from the corresponding author. 404
405

Author Contributions: Conceptualization: FB; methodology: FB and TP; software: TP and LM; validation: FB; formal analysis: LM; investigation: LM and TP; data curation: HB; writing—original draft preparation: LM; writing—review and editing: SVD and JM; visualization: LM; supervision: FB and ML; project administration: FB and ML. All authors have read and agreed to the published version of the manuscript. 406
407
408
409
410

Funding: This research received no external funding 411

Institutional Review Board Statement: In accordance with the Jardé law (https://www.legifrance.gouv.fr/codes/section_lc/LEGITEXT000006072665/LEGISCTA000006154978/), this non-interventional study is classified in the "Non RIPH" category since it aims to evaluate the practice methods of health professionals or teaching practices in the health field. The participants were students in training and the data collected within the teaching framework. Therefore, no ethical agreement is necessary. 412
413
414
415
416
417

Informed Consent Statement: Informed consent was obtained from all subjects involved in the study. Written informed consent has been obtained from the subjects to publish this paper. 418
419

Data Availability Statement: The data presented in this study are available on request from the corresponding author. 420
421

Acknowledgments: We are grateful to Helena Brunel for the statistical analysis, and to Joanne Archambault and Joan Wallace for the English translation. 422
423

Conflicts of Interest: The authors declare no conflicts of interest. 424

References 425

- [1] Sangeux M. On the implementation of predictive methods to locate the hip joint centres. *Gait & Posture* 2015;42:402–5. 426
<https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2015.07.004>. 427
- [2] Stagni R, Leardini A, Cappozzo A, Grazia Benedetti M, Cappello A. Effects of hip joint centre mislocation on gait analysis results. *J Biomech* 2000;33:1479–87. [https://doi.org/10.1016/s0021-9290\(00\)00093-2](https://doi.org/10.1016/s0021-9290(00)00093-2). 428
429
- [3] Fiorentino NM, Atkins PR, Kutschke MJ, Foreman KB, Anderson AE. In-vivo quantification of dynamic hip joint center errors and soft tissue artifact. *Gait & Posture* 2016;50:246–51. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2016.09.011>. 430
431
- [4] Kainz H, Carty CP, Modenese L, Boyd RN, Lloyd DG. Estimation of the hip joint centre in human motion analysis: a systematic review. *Clin Biomech (Bristol, Avon)* 2015;30:319–29. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2015.02.005>. 432
433
- [5] Harrington ME, Zavatsky AB, Lawson SEM, Yuan Z, Theologis TN. Prediction of the hip joint centre in adults, children, and patients with cerebral palsy based on magnetic resonance imaging. *J Biomech* 2007;40:595–602. 434
<https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2006.02.003>. 436
- [6] Assi A, Sauret C, Massaad A, Bakouny Z, Pillet H, Skalli W, et al. Validation of hip joint center localization methods during gait analysis using 3D EOS imaging in typically developing and cerebral palsy children. *Gait & Posture* 2016;48:30–5. 437
<https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2016.04.028>. 439
- [7] Baker R, Leboeuf F, Reay J, Sangeux M. The Conventional Gait Model - Success and Limitations. *Handbook of Human Motion*, Cham: Springer International Publishing; 2018, p. 489–508. https://doi.org/10.1007/978-3-319-14418-4_25. 440
441
- [8] Kratzstein S, Kornaropoulos EI, Ehrig RM, Heller MO, Pöplau BM, Taylor WR. Effective marker placement for functional identification of the centre of rotation at the hip. *Gait & Posture* 2012;36:482–6. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2012.04.011>. 442
443
- [9] Taylor WR, Ehrig RM, Duda GN, Schell H, Seebeck P, Heller MO. On the influence of soft tissue coverage in the determination of bone kinematics using skin markers. *J Orthop Res* 2005;23:726–34. 444
<https://doi.org/10.1016/j.orthres.2005.02.006>. 445
446

- [10] Ehrig RM, Heller MO, Kratzstein S, Duda GN, Trepczynski A, Taylor WR. The SCoRE residual: a quality index to assess the accuracy of joint estimations. *J Biomech* 2011;44:1400–4. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2010.12.009>. 447
448
- [11] Bouffard V, Begon M, Champagne A, Farhadnia P, Vendittoli P-A, Lavigne M, et al. Hip joint center localisation: A biomechanical application to hip arthroplasty population. *World J Orthop* 2012;3:131–6. <https://doi.org/10.5312/wjo.v3.i8.131>. 449
450
- [12] Camomilla V, Cereatti A, Vannozzi G, Cappozzo A. An optimized protocol for hip joint centre determination using the functional method. *Journal of Biomechanics* 2006;39:1096–106. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2005.02.008>. 451
452
- [13] Begon M, Monnet T, Lacouture P. Effects of movement for estimating the hip joint centre. *Gait & Posture* 2007;25:353–9. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2006.04.010>. 453
454
- [14] Davis RB, Öunpuu S, Tyburski D, Gage JR. A gait analysis data collection and reduction technique. *Human Movement Science* 1991;10:575–87. [https://doi.org/10.1016/0167-9457\(91\)90046-Z](https://doi.org/10.1016/0167-9457(91)90046-Z). 455
456
- [15] Ehrig RM, Taylor WR, Duda GN, Heller MO. A survey of formal methods for determining the centre of rotation of ball joints. *J Biomech* 2006;39:2798–809. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2005.10.002>. 457
458
- [16] Hara R, Sangeux M, Baker R, McGinley J. Quantification of pelvic soft tissue artifact in multiple static positions. *Gait & Posture* 2014;39:712–7. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2013.10.001>. 459
460
- [17] Fiorentino NM, Kutschke MJ, Atkins PR, Foreman KB, Kapron AL, Anderson AE. Accuracy of Functional and Predictive Methods to Calculate the Hip Joint Center in Young Non-pathologic Asymptomatic Adults with Dual Fluoroscopy as a Reference Standard. *Ann Biomed Eng* 2016;44:2168–80. <https://doi.org/10.1007/s10439-015-1522-1>. 461
462
463
- [18] Oppelt K, Hogan A, Stief F, Grützner PA, Trinler U. Movement Analysis in Orthopedics and Trauma Surgery - Measurement Systems and Clinical Applications. *Z Orthop Unfall* 2020;158:304–17. <https://doi.org/10.1055/a-0873-1557>. 464
465
- [19] Kadaba MP, Ramakrishnan HK, Wootten ME, Gainey J, Gorton G, Cochran GVB. Repeatability of kinematic, kinetic, and electromyographic data in normal adult gait. *Journal of Orthopaedic Research* 1989;7:849–60. <https://doi.org/10.1002/jor.1100070611>. 466
467
468
- [20] Nantel J, Termoz N, Vendittoli P-A, Lavigne M, Prince F. Gait patterns after total hip arthroplasty and surface replacement arthroplasty. *Arch Phys Med Rehabil* 2009;90:463–9. <https://doi.org/10.1016/j.apmr.2008.08.215>. 469
470
- [21] 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. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2009.03.037>. 471
472
473
- [22] Lenaerts G, Mulier M, Spaepen A, Van der Perre G, Jonkers I. Aberrant pelvis and hip kinematics impair hip loading before and after total hip replacement. *Gait Posture* 2009;30:296–302. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2009.05.016>. 474
475
- [23] Sangeux M, Pillet H, Skalli W. Which method of hip joint centre localisation should be used in gait analysis? *Gait & Posture* 2014;40:20–5. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2014.01.024>. 476
477
- [24] Kainz H, Hajek M, Modenese L, Saxby DJ, Lloyd DG, Carty CP. Reliability of functional and predictive methods to estimate the hip joint centre in human motion analysis in healthy adults. *Gait & Posture* 2017;53:179–84. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2017.01.023>. 478
479
480
- [25] Leboeuf F, Baker R, Barré A, Reay J, Jones R, Sangeux M. The conventional gait model, an open-source implementation that reproduces the past but prepares for the future. *Gait Posture* 2019;69:235–41. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2019.04.015>. 481
482
- [26] Pillet H, Sangeux M, Hausselle J, El Rachkidi R, Skalli W. A reference method for the evaluation of femoral head joint center location technique based on external markers. *Gait & Posture* 2014;39:655–8. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2013.08.020>. 483
484
- [27] Lalevée M, Martinez L, Rey B, Beldame J, Matsoukis J, Poirier T, et al. Gait analysis after total hip arthroplasty by direct minimally invasive anterolateral approach: A controlled study. *Orthop Traumatol Surg Res* 2022:103521. <https://doi.org/10.1016/j.otsr.2022.103521>. 485
486
487

- [28] Martinez L, Noé N, Beldame J, Matsoukis J, Poirier T, Brunel H, et al. Quantitative gait analysis after total hip arthroplasty through a minimally invasive direct anterior approach: A case control study. *Orthop Traumatol Surg Res* 2022;103214. <https://doi.org/10.1016/j.otsr.2022.103214>.
488
489
490
- [29] Hara R, McGinley J, Briggs C, Baker R, Sangeux M. Predicting the location of the hip joint centres, impact of age group and sex. *Sci Rep* 2016;6:37707. <https://doi.org/10.1038/srep37707>.
491
492

Disclaimer/Publisher's Note: The statements, opinions and data contained in all publications are solely those of the individual author(s) and contributor(s) and not of MDPI and/or the editor(s). MDPI and/or the editor(s) disclaim responsibility for any injury to people or property resulting from any ideas, methods, instructions or products referred to in the content.
493
494
495

496

3. CONCLUSIONS ET PERSPECTIVES

Ce travail de thèse s'est intéressé aux conséquences en termes de posture, de marche et de rééducation des Arthroplasties Totales de Hanche par abords mini-invasifs.

Pour mieux cerner l'ampleur de ce projet impliquant aujourd'hui encore les mêmes protagonistes et qui dépasse très largement le cadre de cette thèse, il faut remonter plus de dix ans en arrière.

Durant l'année 2013, sur la base d'une intuition clinique, nous réalisons à Montargis les premières séries de mesures stabilométriques sur des patients opérés par Voie Postérieure. S'en suivront la même année des prises des mesures sur la Voie Antérieure et la Voie de Röttinger en Normandie, impliquant le déplacement inédit de tout le laboratoire d'analyse du mouvement de l'Institut de Formation en Masso-Kinésithérapie Saint Michel, avec toutes les contraintes logistiques que cela suppose. Parallèlement, se développent les premières ébauches d'un protocole de rééducation sur plateforme de force.

Ces mesures aboutiront en 2016 à la publication de l'étude multicentrique de Van Driessche *et al.* [1] comparant les paramètres stabilométriques des trois principales voies d'abord mini-invasives de l'Arthroplastie Totale de Hanche. Ce travail fondateur jette, toute proportion gardée, un pavé dans la marre. En effet, il contribue à tisser un faisceau de preuves à l'encontre de l'innocuité des abords mini-invasifs chers à une partie de la communauté orthopédique et remet en cause la supériorité prétendue de la Voie Antérieure. La sphère

rééducative y voit également une opportunité pour s'interroger sur sa place [2].

Les années suivantes seront consacrées au développement d'un protocole de rééducation sur plateforme de force et d'auto-rééducation à domicile pour prendre en charge les altérations de la posture statique constatées par Van Driessche *et al.* [1]

Parallèlement, Bernard *et al.* [3] en 2018, confirmeront cette tendance en ajoutant une évaluation de la fonction musculaire par électromyographie. Puis, suivront la série de travaux mettant en évidence les atteintes musculaires à type d'Infiltration Graisseuse Musculaire consécutifs aux abords mini-invasifs de l'Arthroplastie Totale de Hanche [4-7].

Une fois les deux protocoles de rééducation élaborés et testés, ils ont pu être mis en place à Montargis chez des sujets opérés par Voie Postérieure, **constituant ainsi le premier travail de cette thèse**, et donnant lieu à une publication dans *Orthopaedics and Traumatology: Surgery and Research en 2022* [8]. Cette étude prospective, randomisée et contrôlée avait pour objectif de comparer à partir de J45 les paramètres posturaux de patients ayant bénéficié d'une Arthroplastie Totale de Hanche par Voie Postérieure et ayant suivi deux types de rééducations différentes (l'une sur plateforme de force ou l'autre en auto-rééducation à domicile) par rapport à un groupe opéré n'ayant pas suivi de rééducation et un groupe contrôle asymptomatique de la même tranche d'âge.

Nous avons émis l'hypothèse que les deux protocoles de rééducation permettraient de normaliser les paramètres posturaux.

Notre hypothèse a été vérifiée. Les deux protocoles de rééducation avaient permis de rétablir les paramètres stabilométriques bi et unipodaux des sujets opérés, là où le groupe contrôle opéré, qui s'était contenté de marcher ne les avaient pas améliorés. Ces éléments apportent un début de preuve en faveur de la rééducation en postopératoire d'une Arthroplastie Totale de Hanche.

Nous projetons de mettre en place ce protocole sur la Voie Antérieure et la Voie de Röttinger. Cependant, les deux protocoles ne peuvent pas être calqués sur celui de la Voie Postérieure car ils doivent prendre en compte les atteintes stabilométriques spécifiques à chaque voie, montrées par Van Driessche *et al.* [1]. Il pourrait par ailleurs être intéressant de constater l'effet de ces protocoles sur la réversibilité potentielle des Infiltrations Graisseuses Musculaires. Certains travaux ayant montré qu'un protocole de rééducation constitué de renforcement musculaire permettrait de réduire les Infiltrations Graisseuses Musculaires (mesurées avec l'échelle de Hounsfield) des muscles de la hanche chez une population gériatrique [9,10].

Même si l'ensemble de ces travaux apportent des éléments importants sur les atteintes postopératoires des Arthroplasties Totales de Hanche et leur prise en charge rééducative, une limite majeure apparaît : ils traitent uniquement d'atteintes de la posture statique.

Certes des corrélations existent entre ces paramètres statiques mesurés sur plateforme de force et certaines mesures fonctionnelles connues de tous comme la Mesure de l'Indépendance Fonctionnelle, Get-Up-and-Go Test, la vitesse de marche et la mobilité articulaire de la hanche [11,12]. Mais dans un contexte actuel où une pression forte incite à accélérer les

soins et proposer des évaluations et des rééducations toujours plus fonctionnelles, il convenait de compléter nos évaluations.

Nous sommes partis du postulat que si les paramètres stabilométriques ne s'étaient pas normalisés en postopératoire d'Arthroplasties Totales de Hanche, il était alors probable que les paramètres spatiotemporels de la marche, cinétiques et cinématiques ne le soient pas non plus. De même, avant de pouvoir proposer une prise en charge de ces troubles dynamiques, encore fallait-il prouver leur existence. Certains travaux apportaient déjà des informations en ce sens. Mais ces derniers se basaient sur des scores fonctionnels ou ne proposaient pas de comparaison au-delà d'une période où les résultats de la chirurgie étaient supposés définitifs ni de comparaison avec des sujets asymptomatiques appariés.

C'est dans ce contexte qu'a été réalisé **le deuxième travail de cette thèse**, aboutissant à deux publications dans *Orthopaedics and Traumatology: Surgery and Research en 2022* [13,14]. L'objectif était de comparer les données d'Analyse Quantifiée de la Marche couplées à une évaluation musculaire, à un an postopératoire chez des sujets opérés d'une Arthroplastie Totale de Hanche par Voie Antérieure, puis par Voie de Röttinger, à un groupe de sujets asymptomatiques du même âge. Notre attention s'est d'abord tournée vers ces deux voies d'abord pour ce travail de thèse en raison du fort engouement marketing qu'elles suscitent. Nous avons émis l'hypothèse que les paramètres spatiotemporels de la marche, les moments de Force Musculaire Maximale Isométrique, les paramètres cinétiques et cinématiques de la

— Conclusions et perspectives—

marche ne se seraient pas normalisés après un an postopératoire, que ce soit pour la Voie Antérieure ou la Voie de Röttinger.

Notre hypothèse a été vérifiée autant pour la Voie Antérieure que pour la Voie de Röttinger avec quelques nuances en fonction des voies d'abord. La Voie Antérieure et la Voie de Röttinger présentaient une diminution du moment de Force Musculaire Maximale Isométrique sur les Grand et Moyen Glutéaux. La Voie de Röttinger présentait de surcroît une diminution du moment de Force Musculaire Maximale Isométrique sur le TFL. La Voie Antérieure et la Voie de Röttinger présentaient une diminution du moment de hanche dans le plan transversal (horizontal) et sagittal mais aucune dans le plan frontal. La Voie Antérieure présentait une diminution des amplitudes de la hanche dans le plan frontal. La Voie de Röttinger ne présentait aucune limitation dans cette articulation. La Voie Antérieure induisait une augmentation de la mobilité du bassin dans le plan sagittal pour compenser une perte d'extension de hanche. La Voie de Röttinger présentait aussi cette perte d'extension de hanche mais non compensée par la mobilité du bassin. En conclusion de cette deuxième partie du travail de thèse, les lésions anatomiques constatées se retrouvent donc fonctionnellement à la marche et remettent en question les arguments marketing mis en avant notamment pour Voie Antérieure.

Une des perspectives de ces travaux sera évidemment de réaliser le même protocole sur la Voie Postérieure, où nous pouvons prédire qu'il n'y aura également pas de normalisation des paramètres posturaux au-delà d'un an postopératoire.

Mais la perspective majeure découlant de ces travaux sera de proposer une prise en charge rééducative de ses troubles de la marche avec des protocoles de renforcement musculaire adaptés et surtout clairement développés. Nous avons évoqué en introduction que les modalités précises des programmes de rééducation proposés dans la littérature (durée, charges, séries, répétitions, courses musculaires, modes de contraction, nombre de séances, etc.) étaient introuvables. Les études affirment la nécessité du renforcement musculaire mais peu sont en mesure de proposer et valider un protocole précis. Certains travaux font figures d'exception en proposant des protocoles de renforcement musculaire spécifique. Par exemple, Winther *et al.* [15,16] ont évalué l'intérêt du renforcement musculaire à charge lourde en postopératoire précoce d'une Arthroplastie Totale de Hanche par Voie Postérieure sur la force musculaire maximale et la douleur, avec des résultats à court terme encourageants. Nankaku *et al.* [17] ont quant à eux proposé un protocole de renforcement musculaire des rotateurs latéraux de hanche en chaîne ouverte en postopératoire d'une Arthroplastie Totale de Hanche par voie antéro-latérale avec des résultats intéressants sur l'amélioration de paramètres fonctionnelles et de la force. Mais c'est globalement le manque de travaux de ce type qui a amené la pratique rééducative en postopératoire d'une Arthroplastie Totale de Hanche sur la voie de l'extinction depuis quinze ans. Faute aux rééducateurs de n'avoir su faire évoluer leur pratique en proposant des preuves.

À notre sens, ces rééducations doivent être construites à partir de protocoles d'évaluations validés et mis en place en routine clinique. Cela impose cependant que ces évaluations soient d'une part précises et

surtout réalisables d'un point de vue temporel et financier par des cliniciens.

C'est dans cette optique que nous avons proposé notre dernier axe de travail pour cette thèse, aboutissant à une publication soumise à *Bioengineering en 2024*. L'Analyse Quantifiée de la Marche est certes un « *gold standard* » dans la mise en évidence des troubles du mouvement dans un contexte orthopédique, mais elle n'en demeure pas moins très éloignée de la réalité du terrain. En effet, il s'agit d'un examen long, demandant une expertise de la part du clinicien, couteux humainement et financièrement et pas toujours réalisable par les patients tant le protocole est lourd. C'est d'ailleurs ce dernier point qui nous avait contraint à abandonner les Analyses Quantifiées de la Marche préopératoires dans nos deux travaux précédents [13,14]. La mise en place de tous les marqueurs, le calibrage et les différents passages étaient très difficilement réalisables chez une population fonctionnellement affaiblie par l'arthrose. De même, du fait des modifications anatomiques et biomécaniques de la hanche prothétiques (modification de l'offset fémoral notamment), certaines méthodes de détermination du Centre Articulaire de la Hanche comme les méthodes prédictives, ne semblent plus adaptées. Pire encore, l'utilisation des méthodes prédictives pourraient ne pas positionner le Centre Articulaire de la Hanche au bon endroit et donc fausser les données acquises.

L'utilisation des méthodes fonctionnelles pour déterminer le Centre Articulaire de la Hanche semble ainsi plus adéquate. En effet, ces méthodes demandent moins de précision dans le positionnement des marqueurs cutanés et surtout s'affranchissent des données

anthropométriques, altérées dans le cas des Arthroplasties Totales de Hanches.

Cependant les méthodes fonctionnelles n'ont pas prouvé leur intérêt par rapport aux méthodes prédictives car il n'existe pas de consensus sur le placement des marqueurs cutanés et encore moins sur les combinaisons de marqueurs à utiliser pour déterminer la position du Centre Articulaire de la Hanche.

Ainsi dans ce dernier travail de thèse que nous pouvons considérer comme préliminaire, nous avons analysé, chez des sujets asymptomatiques comment différentes combinaisons de marqueurs cutanés affectaient l'estimation du positionnement du Centre Articulaire de la Hanche par rapport aux méthodes prédictives. La finalité de ces travaux étant d'apporter des arguments sur l'intérêt potentiel des méthodes fonctionnelles en Analyse Quantifiée de la Marche dans un contexte orthopédique et de proposer un set de marqueur présentant une estimation du Centre Articulaire de la Hanche équivalente aux méthodes prédictives.

Pour cela, nous nous sommes inspirés de l'étude de Krutzenstein *et al.* [18] et du placement des marqueurs du bassin issus du Vicon Plug-in-Gait pour construire différentes combinaisons de marqueurs dont nous avons évalué l'influence sur le positionnement du Centre Articulaire de la Hanche via la répétition d'une épreuve de calibration dynamique de type Arc-Etoile.

Nos résultats ont mis en avant que des combinaisons utilisant au maximum six marqueurs permettaient une estimation du positionnement du Centre Articulaire de la Hanche proche des méthodes

prédictives. Les marqueurs étaient les suivants : deux marqueurs bassin issus du Vicon Plug-in-Gait, un marqueur osseux sur l'épicondyle médial du fémur, le grand trochanter et deux marqueurs musculaires dont le placement offrait plusieurs choix. Concernant le choix de placement des marqueurs musculaires, il semblait intéressant de privilégier des tissus musculaires volumineux et facilement palpables : avec en priorité la partie proximale du Droit Fémoral, et ensuite au choix, la partie distale du Vaste Latéral du Quadriceps ou encore la partie proximale des Ischio-Jambiers.

D'un point de vue pratique qui ne manquera pas d'intéresser le clinicien, notre protocole supprimait ainsi des données anthropométriques potentiellement erronées (en postopératoire d'une Arthroplastie Totale de Hanche dans le cas de cette thèse), et diminuait la grande précision nécessaire dans le placement des marqueurs cutanés. Ce protocole ne pouvant pas résoudre tous les écueils de l'Analyse Quantifiée de la Marche, la réalisation du mouvement de calibration dynamique (demeurant indispensable) peut-être une limite pour des sujets diminués fonctionnellement.

Les perspectives de ce projet sont nombreuses. En effet, pour l'heure nous avons seulement évalué la capacité des méthodes fonctionnelles via différentes combinaisons de marqueurs à estimer correctement la position du Centre Articulaire de la Hanche par rapport aux méthodes prédictives chez une population saine et jeune. Il serait intéressant de réitérer le protocole chez une population cible (Arthroplastie Totale de Hanche par abords mini-invasifs).

À l'issue de ce projet de thèse, nous pouvons affirmer que la recherche scientifique dans le domaine de l'Arthroplastie Totale de la Hanche a encore de beaux jours devant elle, que ce soit pour améliorer les procédures chirurgicales ou pour faire progresser la rééducation. Il existe encore ainsi de nombreuses *voies à aborder...*

Bibliographie conclusions et perspectives

- [1] Van Driessche S, Billuart F, **Martinez L**, Brunel H, Guiffault P, Beldame J, et al. Short-term comparison of postural effects of three minimally invasive hip approaches in primary total hip arthroplasty: Direct anterior, posterolateral and Röttinger. *Orthop Traumatol Surg Res* 2016;102:729–34.
<https://doi.org/10.1016/j.otsr.2016.05.003>.
- [2] **Martinez L**, Billuart F, Driessche SV, Beldame J, Matsoukis J. Is there still a place for functional rehabilitation in total hip arthroplasty? *Physiotherapy* 2015;101:e957.
<https://doi.org/10.1016/j.physio.2015.03.1810>.
- [3] Bernard J, Razanabola F, Beldame J, Van Driessche S, Brunel H, Poirier T, et al. Electromyographic study of hip muscles involved in total hip arthroplasty: Surprising results using the direct anterior minimally invasive approach. *Orthop Traumatol Surg Res* 2018;104:1137–42. <https://doi.org/10.1016/j.otsr.2018.03.013>.
- [4] Billuart F, Lalevée M, Brunel H, Van Driessche S, Beldame J, Matsoukis J. MRI assessment of minimally invasive anterolateral

- approaches in total hip arthroplasty. *Orthop Traumatol Surg Res* 2022;103356. <https://doi.org/10.1016/j.otsr.2022.103356>.
- [5] Cailleaud M, Lalevée M, Matsoukis J, Beldame J, Masse M, Billuart F, et al. Fatty muscle infiltration of the hip lateral rotator muscles following direct anterior minimally invasive total hip arthroplasty. *Orthopaedics & Traumatology: Surgery & Research* 2020;106:1515–21. <https://doi.org/10.1016/j.otsr.2020.06.020>.
- [6] Lalevée M, Matsoukis J, Beldame J, Brunel H, Billuart F, Van Driessche S. MRI assessment of piriformis-sparing posterior approach in total hip arthroplasty. *Orthop Traumatol Surg Res* 2021;103085. <https://doi.org/10.1016/j.otsr.2021.103085>.
- [7] Lalevée M, Curado J, Matsoukis J, Beldame J, Brunel H, Van Driessche S, et al. Comparative MRI assessment of three minimally invasive approaches in total hip arthroplasty. *Orthop Traumatol Surg Res* 2022;103354. <https://doi.org/10.1016/j.otsr.2022.103354>.
- [8] **Martinez L**, Noé N, Simon H, Beldame J, Matsoukis J, Brunel H, et al. Stabilometric assessments of two rehabilitation protocols on postural parameters after posterior total hip arthroplasty: A prospective randomized comparative study. *Orthop Traumatol Surg Res* 2022;108:103174. <https://doi.org/10.1016/j.otsr.2021.103174>.
- [9] Koch K, Semciw AI, Commean PK, Hillen TJ, Fitzgerald GK, Clohisy JC, et al. Comparison between movement pattern training and strengthening on muscle volume, muscle fat, and strength in patients with hip-related groin pain: An exploratory analysis. *J Orthop Res* 2022;40:1375–86. <https://doi.org/10.1002/jor.25158>.

- [10] Taaffe DR, Henwood TR, Nalls MA, Walker DG, Lang TF, Harris TB. Alterations in muscle attenuation following detraining and retraining in resistance-trained older adults. *Gerontology* 2009;55:217–23. <https://doi.org/10.1159/000182084>.
- [11] Nantel J, Termoz N, Ganapathi M, Vendittoli P-A, Lavigne M, Prince F. Postural balance during quiet standing in patients with total hip arthroplasty with large diameter femoral head and surface replacement arthroplasty. *Arch Phys Med Rehabil* 2009;90:1607–12. <https://doi.org/10.1016/j.apmr.2009.01.033>.
- [12] Nantel J, Termoz N, Centomo H, Lavigne M, Vendittoli P-A, Prince F. Postural balance during quiet standing in patients with total hip arthroplasty and surface replacement arthroplasty. *Clin Biomech (Bristol, Avon)* 2008;23:402–7. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2007.10.011>.
- [13] **Martinez L**, Noé N, Beldame J, Matsoukis J, Poirier T, Brunel H, et al. Quantitative gait analysis after total hip arthroplasty through a minimally invasive direct anterior approach: A case control study. *Orthop Traumatol Surg Res* 2022:103214. <https://doi.org/10.1016/j.otsr.2022.103214>.
- [14] Lalevée M, **Martinez L**, Rey B, Beldame J, Matsoukis J, Poirier T, et al. Gait analysis after total hip arthroplasty by direct minimally invasive anterolateral approach: A controlled study. *Orthop Traumatol Surg Res* 2022:103521. <https://doi.org/10.1016/j.otsr.2022.103521>.
- [15] Winther SB, Foss OA, Husby OS, Wik TS, Klaksvik J, Husby VS. A randomized controlled trial on maximal strength training in 60 patients undergoing total hip arthroplasty: Implementing maximal

strength training into clinical practice. *Acta Orthopaedica* 2018;89:295–301.

<https://doi.org/10.1080/17453674.2018.1441362>.

- [16] Winther SB, Foss OA, Klaksvik J, Husby VS. Pain and load progression following an early maximal strength training program in total hip- and knee arthroplasty patients. *J Orthop Surg (Hong Kong)* 2020;28:2309499020916392.

<https://doi.org/10.1177/2309499020916392>.

- [17] Nankaku M, Ikeguchi R, Goto K, So K, Kuroda Y, Matsuda S. Hip external rotator exercise contributes to improving physical functions in the early stage after total hip arthroplasty using an anterolateral approach: a randomized controlled trial. *Disabil Rehabil* 2016;38:2178–83.

<https://doi.org/10.3109/09638288.2015.1129453>.

- [18] Kratzstein S, Kornaropoulos EI, Ehrig RM, Heller MO, Pöplau BM, Taylor WR. Effective marker placement for functional identification of the centre of rotation at the hip. *Gait & Posture* 2012;36:482–6. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2012.04.011>.

4. VALORISATIONS SCIENTIFIQUES DURANT LA THÈSE

4.1 PUBLICATIONS SCIENTIFIQUES EN LIEN AVEC LA THÈSE

Martinez L, Noé N, Simon H, Beldame J, Matsoukis J, Brunel H, Van Driessche S, Billuart F. Stabilometric assessments of two rehabilitation protocols on postural parameters after posterior total hip arthroplasty: A prospective randomized comparative study. *Orthop Traumatol Surg Res.* 2022 Feb;108(1):103174. doi: 10.1016/j.otsr.2021.103174. Epub 2021 Dec 9. PMID: 34896580. [Accès](#)

Martinez L, Noé N, Beldame J, Matsoukis J, Poirier T, Brunel H, Van Driessche S, Lalevée M, Billuart F. Quantitative gait analysis after total hip arthroplasty through a minimally invasive direct anterior approach: A case control study. *Orthop Traumatol Surg Res.* 2022 Oct;108(6):103214. doi: 10.1016/j.otsr.2022.103214. Epub 2022 Jan 31. PMID: 35092851. [Accès](#)

Lalevée M, **Martinez L**, Rey B, Beldame J, Matsoukis J, Poirier T, Brunel H, Van Driessche S, Noé N, Billuart F. Gait analysis after total hip arthroplasty by direct minimally invasive anterolateral approach: A controlled study. *Orthop Traumatol Surg Res.* 2022 Dec 17:103521. doi: 10.1016/j.otsr.2022.103521. Epub ahead of print. PMID: 36539033. [Accès](#)

Martinez L, Lalevée M, Poirier T, Brunel H, Matsoukis J, Van Driessche S, Billuart F. Influence of Skin Marker Positioning and Their Combinations on Hip Joint Center Estimation Using the Functional Method. *Bioengineering* (Basel). 2024 Mar 21;11(3):297. doi: 10.3390/bioengineering11030297. PMID: 38534571; PMCID: PMC10967793. [Accès](#)

4.2 COMMUNICATIONS SCIENTIFIQUES EN LIEN AVEC LA THÈSE

Martinez L, Lalevée M, Rey B, Beldame J, Matsoukis J, Poirier T et al. Quantitative gait analysis beyond one year postoperative of total hip arthroplasty by mini-invasive antero-lateral approach: what implications in rehabilitation? World Physiotherapy Congress. Dubai, UAE. 2023. [Communication orale](#)

Billuart F, **Martinez L**, Noé N, Simon H, Beldame J, Brunel H, Van Driessche S. Which rehabilitation of postural parameters after Total Hip Arthroplasty by posterior approach? Comparison of 2 rehabilitation protocols. *Randomized controlled study*. World Physiotherapy Congress. Dubai, UAE. 2023. [Poster](#)

Billuart F, **Martinez L**, Lalevée M, Rey B, Beldame J, Matsoukis J et al. Analyse quantifiée de la marche dans le cadre d'une arthroplastie totale

de hanche par voie antéro-latérale mini-invasive : étude contrôlée. Congrès de la SOFMER. Le Havre, France. 2023. [Poster](#)

Martinez L. L'arthroplastie totale de hanche et l'altération de la force musculaire : place de la rééducation. Congrès de la SOFCOT. Paris, France. 2023. [Communication orale](#)

4.3 PUBLICATIONS SCIENTIFIQUES EN DEHORS DU SUJET DE THÈSE

Martinez L, Lalevée M, Beldame J, L'Hermette M, Brunel H, Dujardin F, Billuart F. Reliability of a new computerized equinometer based on Silfverskiöld test to measure gastrocnemius tightness. PLoS One. 2023 Apr 12;18(4):e0284279. doi: 10.1371/journal.pone.0284279. PMID: 37043480; PMCID: PMC10096190. [Accès](#)

Hamza A, **Martinez L**, Sacco R, Amouyel T, Held E, Beldame J, Billuart F, Lalevée M. Stretching and Eccentric Exercises Normalize Gait Parameters in Gastrocnemius Tightness Subjects. Appl. Sci. 2023, 13, 12494. <https://doi.org/10.3390/app132212494>. [Accès](#)

Quesnot A, Mouchel S, Salah SB, Baranes I, **Martinez L**, Billuart F. Randomized controlled trial of compressive cryotherapy versus standard cryotherapy after total knee arthroplasty: pain, swelling, range of motion and functional recovery. BMC Musculoskelet Disord. 2024 Feb

28;25(1):182. doi: 10.1186/s12891-024-07310-7. PMID: 38419032; PMCID: PMC10900683. [Accès](#)

4.4 COMMUNICATIONS SCIENTIFIQUES EN DEHORS DU SUJET DE THÈSE

Martinez L. Teaching anatomy for PT students. Anatomage European User Group Meeting. Milan, Italy. 2022. [Orateur invité](#)

Martinez L, Lalevée M, Beldame J, L'Hermette M, Brunel H, Dujardin F, Billuart F. Quantification of gastrocnemius muscles tightness with passive ankle dorsiflexion measurement: a reliable approach. World Physiotherapy Congress. Dubaï, UAE. 2023. [ePoster](#)

Billuart F, **Martinez L,** Lalevée M, Beldame J, L'Hermette M, Brunel H, Dujardin F. Fiabilité d'un nouvel équinomètre informatisé basé sur le test de Silfverskiöld pour mesurer la brièveté des gastrocnémiens. Congrès de la SOFMER. Le Havre, France. 2023. [Poster](#)

5. ANNEXES

5.1 ANNEXE 1 : PROTOCOLE DE RÉÉDUCATION SUR PLATEFORME DE FORCE PROPOSÉ DANS L'ÉTUDE 1

Données supplémentaires de l'article : *Martinez L, Noé N, Simon H, Beldame J, Matsoukis J, Brunel H, Van Driessche S, Billuart F. Stabilometric assessments of two rehabilitation protocols on postural parameters after posterior total hip arthroplasty: A prospective randomized comparative study. Orthop Traumatol Surg Res. 2022 Feb;108(1):103174. doi: 10.1016/j.otsr.2021.103174. Epub 2021 Dec 9. PMID: 34896580.*

Données disponibles via le lien suivant :

<https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1877056821004394?via%3DiHub#sec0090>

REHABILITATION PROTOCOL
on a
STABILOMETRIC PLATFORM
with
VISUAL BIOFEEDBACK
after THA

Protocol start: 10 days postoperatively

Protocol duration: 3 weeks

Number of sessions per week: 3

LEVEL 1

SESSION 1

Number of exercises: 13 exercices

Duration (without rest period): 15 to 17 minutes

	Exercises	Feet position	Duration	Comments
1	10-second static hold	Bipedal, apart	10 to 15	
2	Anteroposterior movements	Bipedal, apart	10 to 15	
3	Mediolateral movements	Bipedal, apart	10 to 15	
4	Fast alternating mediolateral movements	Bipedal, apart	15 to 25	
5	Anterior and lateral movements	Bipedal, apart	120	
6	30-second static hold	Bipedal, apart	30	
7	Anteroposterior and left movements	Bipedal, apart	10 to 15	
8	Anteroposterior and right movements	Bipedal, apart	10 to 15	
9	Mediolateral movements	Bipedal, apart	45 to 50	
10	Anteroposterior movements	Bipedal, apart	20	
11	20-second static hold	Bipedal, together	20 to 30	
12	30-second hold	Bipedal, apart	30 to 40	
13	Moving in a circle	Bipedal, apart	25 to 30	

Characteristics:

- Target surface area: large (30% of the BOS)
- Target angles:
- Small (60 to 75%)
- Slow moving targets: 0.3 to 0.5 cm/sec
- COP cursor: large, red
- Duration of exercises: 10 to 120 seconds

LEVEL 2

SESSIONS 2 and 3

Number of exercises: 14 exercises

Duration (without rest period): 15 to 17 minutes

Progression:

- Size of targets decreased
- Stability level decreased
- Speed of moving targets increased
- Size of the COP cursor decreased
- Start of unipedal work

	Exercises	Feet position	Duration	Comments
1	30-second static hold	Bipedal, apart	30 to 40	
2	20-second static hold	Bipedal, together	20 to 30	
3	Mediolateral movements	Bipedal, apart	35 to 40	
4	Anteroposterior movements	Bipedal, apart	20 to 30	
5	10-second holds	Unipedal, right	25 to 35	
6	10-second holds	Unipedal, left	25 to 30	
7	Rapid R/L movements	Bipedal, apart	25 to 30	
8	Anteroposterior movements	Bipedal, apart	15 to 20	
9	Forward right diagonal	Bipedal, apart	20 to 25	
10	Forward left diagonal	Bipedal, apart	20 to 25	
11	Rapid anteroposterior and lateral movements	Bipedal, apart	40 to 50	
12	Anteroposterior and lateral movements	Bipedal, apart	35 to 40	
13	Lateral movements	Bipedal, together	15 to 20	
14	30-second static hold	Bipedal, apart	30 to 40	

Characteristics:

- Target surface area:
 - Smaller in the bipedal stance (27.5 to 30% of the BOS)
 - Large when “feet together” (30% of the BOS)
- Target angles:
 - Larger in the bipedal stance (70 to 80%)
 - Small with “feet together” (15%)
- Targets moving less slowly: 0.5 cm/sec to 0.65 cm/sec
- COP cursor: medium to large
- Duration of exercises: 10 to 50 seconds

LEVEL 3

SESSIONS 4 and 5

Number of exercises: 14 exercises

Duration (without rest period): 15 to 17 minutes

- Size of targets decreased
- Stability level decreased
- Speed of moving targets increased
- More moving targets

	Exercises	Feet position	Duration	Comments
1	5-target movements	Bipedal, apart	25 to 30	
2	9-target movements	Bipedal, apart	45 to 50	
3	Sagittal and frontal moving targets	Bipedal, apart	55 to 60	
4	Diagonal moving targets	Bipedal, apart	60	
5	Diagonal moving targets	Bipedal, apart	60	
6	30-second static hold, small targets	Bipedal, apart	30 to 40	
7	30-second static hold	Bipedal, together	30 to 40	
8	9-target movements	Bipedal, together	40 to 45	
9	Mediolateral movements	Bipedal, together	45 to 50	
10	Anteroposterior movements	Bipedal, together	50 to 55	
11	10-second static hold	Unipedal, right	10 to 20	
12	10-second static hold	Unipedal, left	10 to 20	
13	Rapid lateral movements	Bipedal, apart	30 to 45	
14	Anteroposterior and lateral movements	Bipedal, apart	40 to 60	

Characteristics:

- Target surface area:
 - Smaller in the bipedal stance (17.5 to 22.5% of the BOS)
 - Smaller with “feet together” (20 to 30% of the BOS)
 - Large in the unipedal stance (30% of the BOS)
- Target angles:
 - Larger in the bipedal stance (70 to 85%)
 - Smaller with “feet together” (30%)
 - Small in the bipedal stance (0 to 25%)
- Targets moving less slowly: 0.4 cm/sec
- COP cursor: medium to large
- Duration of the exercises: 10 to 60 seconds

LEVEL 4

SESSIONS 6 and 7

Number of exercises: 14 exercises

Duration (without rest period): 15 to 17 minutes

- Size of targets decreased
- Stability level decreased
- Speed of moving targets increased
- More moving targets
- Unipedal work increased

	Exercices	Feet position	Duration	Comments
1	30-sec hold, small targets	Bipedal, apart		
2	30-second hold	Bipedal, together		
3	Anteroposterior movements	Bipedal, apart		
4	Anteroposterior movements	Bipedal, together		
5	Mediolateral movements	Bipedal, apart		
6	Mediolateral movements	Bipedal, together		
7	10-second static hold	Unipedal, right		
8	10-second static hold	Unipedal, left		
9	Lateral movements, 2 sec/target	Bipedal, apart		
10	Anteroposterior movements 2 sec/target	Bipedal, apart		
11	Slow moving targets	Unipedal, right		
12	Slow moving targets	Unipedal, left		
13	4-target movements	Bipedal, apart		
14	Following 4 moving targets	Bipedal, apart		

Characteristics:

- Target surface area:
- Smaller in the bipedal stance (10 to 17.5% of the BOS)
- Smaller with “feet together” (15 to 20% of the BOS)
- Large in unipedal stance (30% of the BOS)
- Target angles:
- Larger in the bipedal stance (80 to 95%)
- Smaller with “feet together” (60%)
- Small in the unipedal stance (0 to 10%)
- Targets moving less slowly: 0.2 (unipedal) to 0.7 cm/sec (bipedal)
- COP cursor: medium to large
- Duration of the exercises: 20 seconds to 1 minute 30 seconds

LEVEL 5

SESSIONS 8 and 9

Number of exercises: 14 exercises

Duration (without rest period): 15 to 17 minutes

- Size of targets decreased
- Stability level decreased
- Speed of moving targets increased
- More moving targets
- Unipedal work increased

	Exercices	Feet position	Duration	Comments
1	5-target movements	Bipedal, apart		
2	40-second hold, small targets	Bipedal, apart		
3	Moving targets	Bipedal, apart		
4	6-target movements	Bipedal, together		
5	15-second static hold	Unipedal, right		
6	15-second static hold	Unipedal, left		
7	Lateral movements, 2 sec/target	Bipedal, apart		
8	Diagonal movements, 2 sec/target	Bipedal, apart		
9	Mediolateral movements	Bipedal, apart		
10	Anteroposterior movements	Bipedal, together		
11	Slow moving targets	Unipedal, right		
12	Slow moving targets	Unipedal, left		
13	30-second hold, small targets	Bipedal, apart		

Characteristics:

- Target surface area:
 - Smaller in the bipedal stance (5 to 17.5% of the BOS)
 - Smaller with “feet together” (15 to 20% of the BOS)
 - Large in the unipedal stance (30% of the BOS)
- Target angles:
 - Larger in the bipedal stance (85 to 100%)
 - Less small with “feet together” (75%)
 - Small in the unipedal stance (0 to 10%)
- Targets moving less slowly: 0.2 (unipedal) to 0.9 cm/sec (bipedal)
- COP cursor: medium to large
- Duration of the exercises: 20 seconds to 1 minute 30 seconds

5.2 ANNEXE 2 : PROTOCOLE D'AUTO-RÉÉDUCATION SUPERVISÉE À DOMICILE PROPOSÉ DANS L'ÉTUDE 1

Données supplémentaires de l'article : *Martinez L, Noé N, Simon H, Beldame J, Matsoukis J, Brunel H, Van Driessche S, Billuart F. Stabilometric assessments of two rehabilitation protocols on postural parameters after posterior total hip arthroplasty: A prospective randomized comparative study. Orthop Traumatol Surg Res. 2022 Feb;108(1):103174. doi: 10.1016/j.otsr.2021.103174. Epub 2021 Dec 9. PMID: 34896580.*

Données disponibles via le lien suivant :

[https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1877056821004394?
via%3Dihub#sec0090](https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1877056821004394?via%3Dihub#sec0090)

HOME REHABILITATION PROTOCOL

AFTER POSTERIOR HIP ARTHROPLASTY

- Clinique de Montargis -

Beginning of protocol: 10 days after surgery

Duration of protocol: 3 weeks

Frequency: once a day / Duration: 30 minutes per day.

We recommend performing exercises 6 days a week.

Exercises should be carried out with the operated AND nonoperated leg.

We recommend walking 20 to 30 minutes per day.

- 1. Instructions and an explanatory photograph accompany each exercise.**
- 2. Take time to recover between each exercise.**
- 3. Go to the next exercise if you find it too challenging or painful.**
- 4. Move on to an exercise labeled “progression” when the exercise becomes too easy.**
- 5. For the purpose of this study, follow-ups by phone will be carried out twice a week based on your availabilities.**

WEEK 1

Perform 3 sets of 10 repetitions for each exercise.
Exercises to be performed with the right leg AND the left leg.
Take time to recover between each exercise.

Exercise 1: Heel pumps

Position: lying on your back

Instruction: push heels into the surface, alternating legs, pointing your toes toward the ceiling, and hold the position for 2 to 3 seconds.

Progression: hold position up to 10 seconds.



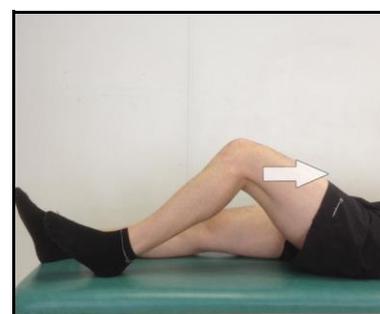
Exercise 1: Heel pumps

Monday Tuesday Wednesday Thursday Friday Saturday

Exercise 2: Heel slides

Position: lying on your back

Instruction: slide the heel towards your buttocks, bending at your hip and knee, and then return to the starting position.



Exercise 2: Heel slides

Monday Tuesday Wednesday Thursday Friday Saturday

Exercise 3: Hip abduction

Position: lying on your back

Instruction: slide your hip laterally and then return to the starting position.



Exercise 3: Hip abduction

Monday Tuesday Wednesday Thursday Friday Saturday

Exercise 4: Gluteal squeeze

Position: lying on your back

Instruction: squeeze buttocks together as hard as you can for 10 seconds and then release. Repeat exercise 3 times.

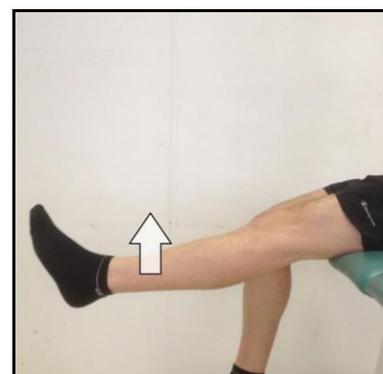
Monday Tuesday Wednesday Thursday Friday Saturday

Exercise 5: Seated knee extension

Position: sitting in a chair

Instruction: straighten your knee and then slowly return to the starting position.

Progression: hold leg straight for 10 to 15 seconds before returning to the starting position.



Exercise 5: Seated knee extension

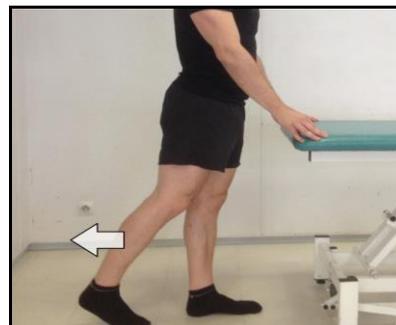
Monday Tuesday Wednesday Thursday Friday Saturday

Exercise 6: Standing hip extension

Holding on to a stable chair, counter or wall.

Position: standing

Instruction: raise your heel as high as you can and then return to the starting position.



Exercise 6: Standing hip extension

Monday Tuesday Wednesday Thursday Friday Saturday

Exercise 7: Standing hip abduction

Holding on to a stable chair, counter or wall.

Position: standing

Instruction: move your leg outward and then return to the starting position.



Exercise 7: Standing hip abduction

Monday Tuesday Wednesday Thursday Friday Saturday

Exercise 8: Standing hip flexion

Holding on to a stable chair, counter or wall.

Position: standing

Instruction: raise your knee as high as you can and then return to the starting position.



Exercise 8: Standing hip flexion

Monday Tuesday Wednesday Thursday Friday Saturday

Exercise 9: Standing knee flexion

Holding on to a stable chair, counter or wall.

Position: standing

Instruction: raise your heel as high as you can and then return to the starting position.



Exercise 9: Standing knee flexion

Monday Tuesday Wednesday Thursday Friday Saturday

Activities during Week 1:

Please indicate if you performed any other physical activities during the week.

For example: walking (20 minutes), cycling (10 minutes)

Day of the week	Other physical activities? (Example: walking, cycling, swimming, etc.)
Monday	
Tuesday	
Wednesday	
Thursday	
Friday	
Saturday	

Comments:

WEEK 2

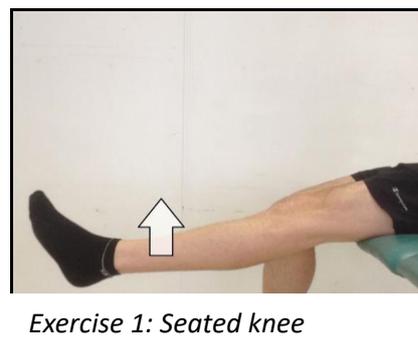
Perform 3 sets of 10 repetitions for each exercise
Exercises to be performed with the right leg AND the left leg
Take time to recover between each exercise.

Exercise 1: Seated knee extension

Position: sitting in a chair

Instruction: straighten your knee and slowly return to the starting position.

Progression: hold leg straight for 10 to 15 seconds before returning to the starting position.



Exercise 1: Seated knee extension

Monday Tuesday Wednesday Thursday Friday Saturday

Exercise 2: Prone knee flexion

Position: lying on your stomach

Instruction: bend your knee by bringing the heel towards your buttock and then slowly return to the starting position.



Exercise 2: Prone knee flexion

Monday Tuesday Wednesday Thursday Friday Saturday

Exercise 3: Prone hip extension

Position: lying on your stomach

Instruction: keeping your leg straight, try to lift your thigh from the surface.

Progressively: hold the leg up for 10 to 15 seconds.



Exercise 3: Prone hip extension

Monday Tuesday Wednesday Thursday Friday Saturday

Exercise 4: Standing hip extension

Holding on to a stable chair, counter or wall.

Position: standing

Instruction: raise your heel as high as you can and then return to the starting position.

Progressively: perform exercise holding on with only 1 hand, then only 2 fingers and then without any support.



Exercise 4: Standing hip extension

Monday Tuesday Wednesday Thursday Friday Saturday

Exercise 5: Standing hip abduction

Holding on to a stable chair, counter or wall with one hand.

Position: standing

Instruction: move your leg outward then slowly return to the starting position.

Progressively: hold leg outward for 10 seconds and then 15 seconds.



Exercise 5: Standing hip abduction

Monday Tuesday Wednesday Thursday Friday Saturday

Exercise 6: Standing hip flexion

Holding on to a stable chair, counter or wall with one hand.

Position: standing

Instruction: raise your knee as high as you can and return to the starting position.

Progressively: perform the exercise holding on with only 1 hand, then only 2 fingers, and then without any support.



Exercise 6: Standing hip flexion

Monday Tuesday Wednesday Thursday Friday Saturday

Exercise 7: Standing knee flexion

Holding on to a stable chair, counter or wall with one hand.

Position: standing

Instruction: raise your heel as high as you can and then return to the starting position.

Progression: perform the exercise holding on with only 1 hand, then only 2 fingers, and then without any support.



Exercise 7: Standing knee flexion

Monday Tuesday Wednesday Thursday Friday Saturday

Exercise 8: Step up/down

Holding on to a handrail or wall.

Position: standing

Instruction: step up onto a low step (about 6 to 10 cm) and back down while holding on to a handrail or wall.



Exercise 8: Stepping up



Exercise 8: Final step position

Monday Tuesday Wednesday Thursday Friday Saturday

Exercise 9: Wall sits

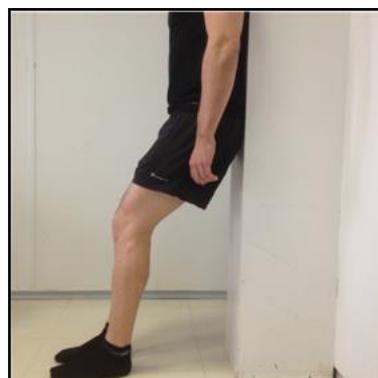
Leaning against a stable wall

Position: standing

Instruction: stand with your back against a wall and slide until your knees are slightly bent and hold for 20 seconds.

Repeat 2 times for 20 seconds.

Progression: try to hold this position for 30 to 40 seconds.



Exercise 9: Wall sits

Monday Tuesday Wednesday Thursday Friday Saturday

Exercise 10: Sit to stand from a “raised” chair

Perform exercise with a stable chair that has, if possible, armrests.

Position: sitting at the beginning and at the end of the exercise.

Instruction: sit in a raised chair, push up to standing using the armrests as support and then sit back down.

Progression: stand up from the chair using only 1 armrest and then without the armrests.



Exercise 10: Sit to stand

Monday Tuesday Wednesday Thursday Friday Saturday

Activities during Week 2:

Please indicate if you performed any other physical activities during the week.

For example: walking (20 minutes), cycling (10 minutes)

Day of the week	Other physical activities? (Example: walking, cycling, swimming, etc.)
Monday	
Tuesday	
Wednesday	
Thursday	
Friday	
Saturday	

Comments:

WEEK 3

Exercise 1: Standing hip extension

Holding on to a stable chair, counter or wall with one hand.

Position: standing

Instruction: raise your heel as high as you can and then return to the starting position.

Progression: perform exercise holding on with only 2 fingers and then without any support.



Exercise 1: Standing hip extension

Monday Tuesday Wednesday Thursday Friday Saturday

Exercise 2: Standing hip abduction

Holding on to a stable chair, counter or wall with one hand.

Position: standing

Instruction: move your leg outward then slowly return to the starting position.

Progression: hold your leg outward for 10 seconds and then 15 seconds.



Exercise 2: Standing hip abduction

Monday Tuesday Wednesday Thursday Friday Saturday

Exercise 3: Standing hip flexion

Holding on to a stable chair, counter or wall with one hand.

Position: standing

Instruction: raise your knee as high as you can and then return to the starting position.

Progression: perform exercise while holding on with only 1 hand, then only with 2 fingers, and then without any support.



Exercise 3: Standing hip flexion

Monday Tuesday Wednesday Thursday Friday Saturday

Exercise 4: Standing knee flexion

Holding on to a stable chair, counter or wall with one hand.

Position: standing

Instruction: raise your heel as high as you can and then return to the starting position.

Progression: perform exercise holding on with only 2 fingers and then without any support.



Exercise 4: Standing knee flexion

Monday Tuesday Wednesday Thursday Friday Saturday

Exercise 5: Step up/down

Holding on to a handrail or wall.

Position: standing

Instruction: step up onto a low step (about 6 to 10 cm) and back down while holding on to a handrail or wall.

Progression: choose a higher step and perform exercise without holding on to the handrail or wall. Go up the stairs in your house twice and take a break between each ascent.



Exercise 5: Stepping up



Exercise 5: Final step position

Monday Tuesday Wednesday Thursday Friday Saturday

Exercise 6: Wall sits

Leaning against a stable wall.

Position: standing

Instruction: stand with your back against a wall and slide until your knees are slightly bent and hold for 20 seconds. Repeat 2 times for 30 seconds.

Progression: try to hold this position for 40 to 60 seconds.



Exercise 6: Wall sits

Monday Tuesday Wednesday Thursday Friday Saturday

Exercise 7: Sit to stand from a “raised” chair

Perform exercise with a stable chair that has, if possible, armrests.

Position: sitting at the beginning and at the end of the exercise.

Instruction: sit in a raised chair, push up to standing using the armrests as support and then sit back down.

Progression: - stand up from the chair without the armrests and then sit down with the armrests.
- stand up and sit down without the armrests.



Exercise 7: Sit to stand

Monday Tuesday Wednesday Thursday Friday Saturday

Exercise 8: Single leg stance

Holding on to a stable chair, counter or wall with one hand.

Position: standing

Instruction: stand on 1 leg while bending your other leg. Hold position for 5 seconds.

Progression: increase time on 1 leg to 10 seconds and then 15 seconds. Try to perform exercise without holding on to the chair or wall.



Exercise 8: Single leg stance

Monday Tuesday Wednesday Thursday Friday Saturday

Activities during Week 3:

Please indicate if you performed any other physical activities during the week.
For example: walking (20 minutes), cycling (10 minutes)

Day of the week	Other physical activities? (Example: walking, cycling, swimming, etc.)
Monday	
Tuesday	
Wednesday	
Thursday	
Friday	
Saturday	

Comments:

QUESTIONNAIRE

Please circle your response.

- 1- Overall, I am satisfied with the home rehabilitation program
YES **NO**
- 2- The home program improved my physical condition
YES **NO**
- 3- After following this program, I now feel more confident performing my activities of daily living
YES **NO**
- 4- I felt pain during some of the exercises
YES **NO**

If yes, indicate which exercise(s):

5- Overall I found the exercises:

EASY

**ADAPTED
TO MY
LEVEL**

DIFFICULT

If you found some of the exercises too difficult, please indicate which ones:

- 6- I had problems doing some of the exercises
YES **NO**
- 7- I progressed to harder exercises during the program
YES **NO**
- 8- I would have preferred doing this program in a rehabilitation center under the supervision of a physiotherapist
YES **NO**
- 9- I plan on taking part in longer term exercise program
YES **NO**
- 10- I feel confident before undergoing a postural assessment
YES **NO**

