



Évaluation radioclinique à moyen terme de la tige courte Vitae® dans l'arthroplastie totale de hanche

Olivier Stourbe

► To cite this version:

Olivier Stourbe. Évaluation radioclinique à moyen terme de la tige courte Vitae® dans l'arthroplastie totale de hanche. Chirurgie. 2020. dumas-03003646

HAL Id: dumas-03003646

<https://dumas.ccsd.cnrs.fr/dumas-03003646>

Submitted on 13 Nov 2020

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

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



UNIVERSITE DE PICARDIE JULES VERNE

Faculté de médecine Amiens

THESE DE DOCTORAT EN MEDECINE

Par

Olivier STOURBE

Né le 25 juin 1989 à Laon

Présentée et soutenue publiquement le 17 septembre 2020

Evaluation radioclinique à moyen terme de la tige courte Vitae® dans l'arthroplastie totale de hanche

Président

Monsieur le Professeur Patrice MERTL

Membre du jury

Monsieur le Professeur Olivier JARDE

Monsieur le Professeur Eric HAVET

Monsieur le Professeur Antoine GABRION

Monsieur le Professeur Richard GOURON

Directeur de thèse

Monsieur le Docteur Az-Eddine DJEBARA

" La tempérance et le travail sont les meilleurs médecins de l'homme. "

Jean-Jacques Rousseau

Remerciements

Monsieur le Professeur Patrice MERTL

Professeur des Universités-Praticien Hospitalier

(Chirurgie orthopédique et traumatologie)

Chef du Service d'Orthopédie et traumatologie

Responsable du Pôle Bloc Opératoire

Membre associé de l'Académie de Chirurgie

Président de la Société Française de la Hanche et du Genou

Je dois d'abord vous dire que c'est un honneur d'avoir assisté à vos cours magistraux d'anatomie, de vous avoir eu comme enseignant en sémologie et de vous suivre en tant qu'interne de votre service.

Vous êtes un excellent chirurgien car vous cherchez toujours de nouveaux défis, vous perfectionnez votre art à chaque mesure et vous n'hésitez d'ailleurs pas à faire votre autocritique.

La phrase, parmi toutes celles que j'ai retenues, qui vous caractérise le mieux selon moi est cet aphorisme : « Ne faire confiance à personne, pas même à soi ». Vos conseils guident ma manière de travailler et, a fortiori, de me comporter en tant qu'individu. Vos connaissances théoriques, votre aisance chirurgicale et votre implication dans le service sont des exemples pour nous tous.

Merci d'avoir accepté de me former et de transmettre votre passion.

Merci de m'avoir fait l'honneur de présider ce jury.

Soyez assuré de ma reconnaissance et de mon plus grand respect.

Monsieur le Professeur Olivier JARDE

Professeur des Universités-Praticien Hospitalier des droits de la Santé
(Chirurgien orthopédiste)

Membre de l'académie nationale de Chirurgie

Membre de l'académie nationale de Médecine

Chevalier dans l'Ordre de la Légion d'Honneur

Chevalier dans l'Ordre des Palmes Académiques

Il est toujours difficile de retranscrire son ressenti par écrit mais j'aimerais que par la lecture de ce texte, vous puissiez ressentir une once de la profonde estime que j'ai pour vous, pour votre œuvre et pour votre philanthropie.

Vous avez fait partie intégrante de mon cursus, de mon externat en médecine légale jusqu'à aujourd'hui et je mesure la chance que j'ai eue de vous avoir comme référent et organisateur du DIU de chirurgie du pied.

C'est un grand plaisir de partager avec vous vos innombrables anecdotes historiques, politiques et humaines, Vous, le passionné de notre belle région. Vous, qui me faites l'honneur de juger mon travail.

Je ne vous remercierai jamais assez.

Soyez assuré de ma reconnaissance et de mon plus grand respect.

Monsieur le Professeur Eric HAVET

Professeur des Universités-Praticien Hospitalier

Anatomie – Chirurgie orthopédique

Assesseur du Premier Cycle

Vous êtes toujours resté accessible et vous êtes un modèle de sang-froid et de travail pour nous tous.

Vous avez cette capacité à nous rassurer, à désamorcer des situations qui nous semblent difficiles et cela sans perdre l'humour et le phlegme qui vous caractérisent tant.

J'ai l'honneur de vous avoir eu comme enseignant et d'avoir pris part à tant de discussions passionnantes avec vous, que c'est un plaisir de vous compter parmi mon jury.

Je vous remercie de me faire l'honneur de juger mon travail.

Soyez assuré de ma reconnaissance et de mon plus grand respect.

Monsieur le Professeur Antoine GABRION

Professeur des Universités-Praticien Hospitalier

(Chirurgie orthopédique et Traumatologique)

J'ai pris plaisir à apprendre à vos côtés et vous m'avez poussé à tendre vers le meilleur de moi-même. J'admire votre rigueur et si vous êtes intransigeant avec nous, vous l'êtes tout d'abord avec vous.

Vous êtes un homme empli de valeurs, d'humilité et c'est toujours un plaisir de converser avec vous car vos discussions sont enrichissantes.

J'aurais aimé passer plus de temps à vos côtés.

Je vous remercie de me faire l'honneur de juger mon travail.

Soyez assuré de ma reconnaissance et de mon plus grand respect.

Monsieur le Professeur Richard GOURON

Professeur des Universités – Praticien Hospitalier

Chef de service de Chirurgie de l'Enfant

(Chirurgie infantile)

Quel semestre avons-nous passé. Inoubliable.

Vous êtes impressionnant parce que tout paraît simple entre vos mains, parce que vous enlevez une tumeur osseuse maligne en moins de temps que je retire deux broches et que vous bénéficiez d'une connaissance chirurgicale presque holistique.

En tant que chirurgien, et en tant qu'homme ce fut un plaisir de travailler à vos côtés et j'espère que j'aurai le plaisir de renouveler cette expérience.

Je vous remercie de me faire l'honneur de juger mon travail.

Soyez assuré de ma reconnaissance et de mon plus grand respect.

Monsieur le Docteur Az-Eddine DJEBARA,
Chef de clinique

Je suis honoré que tu aies accepté de diriger ce travail et, ce, de manière immédiate.

J'ai fait mon possible pour te rendre un travail abouti car tu étais disponible, pertinent et éclairé, et j'espère que c'est le cas.

J'admire tes qualités chirurgicales, ta fiabilité et tes conseils avisés. Je n'ai pas beaucoup connu Az-Eddine l'homme mais j'ai adoré et je respecte le professionnel que tu es et je te remercie infiniment de me faire l'honneur de diriger ce travail.

Je ne peux que souhaiter te connaître mieux et te rendre fier.

Puissions-nous collaborer dans l'avenir, mais je ne peux te promettre qu'une seule chose, tu n'auras plus d'emails nocturnes.

Sois assuré de ma reconnaissance et de mon plus grand respect.

A ma famille, je vous aime même si je vous vois si peu,

A ma sœur,

Je ne te vois pas assez mais sache que je pense toujours à toi, tu es ma petite sœur et je serai toujours là pour toi. Je suis fier de toi et je t'aime. J'espère savoir un jour à quoi sert ton téléphone...

A mon père,

Merci d'avoir été là pour toutes les petites galères et surtout pour tous les bons moments. Si tu es fier de mon parcours, sache que je suis tout autant fier du tien et que c'est un honneur de porter le nom de famille Stourbe que je ne trahirai pas. Je t'aime.

A Rachida,

J'en profite pour te dire que nous formons une famille maintenant et que j'admire toutes tes attentions et ta richesse intellectuelle. Tu es pleine de bons conseils, tu es ma mère de cœur et c'est un honneur de te rendre fière. Je t'aime.

A mes frères et sœurs de cœur,

Dany alias Bobo, Samy alias Dj Sam-B et Warda que je ne vois pas assez. Je vous aime, on forme une belle famille et sachez que vous pourrez toujours compter sur moi. On n'a pas fini de se marrer.

A mes Oncles et Tantes,

Merci d'avoir pris régulièrement de mes nouvelles et de m'avoir soutenu. Je suis bien (trop) souvent passé en coup de vent mais le cœur y était. Nous avons de longues années pour rattraper tout ça.

A mon parrain, et à tata Isabelle particulièrement,

Merci de t'occuper de Maman et de toujours prendre des nouvelles. Tu es toujours présente dans nos vies avec Aude et je t'en serai éternellement reconnaissant. Parrain tu as été un parrain formidable, sache-le et profite bien de ta retraite.

A tata Lili, ma marraine,

Tu as toujours été une marraine formidable et je compte renouer le lien que nous avons perdu avec les années et surtout avec le travail. J'ai besoin de te retrouver et je serai là pour toi, je te dois au moins ça. Je te dois beaucoup. Je t'aime.

A mes Ami(b)(e)s,

Pelka, en haut de la liste, ma petite sœur de cœur, mon tyran préféré, toujours présente en tous lieux et toutes circonstances. J'adore t'embêter, j'adore t'entendre te plaindre et tu fais office de confidente, de psy, de spectatrice de ma vie. Merci d'être là, merci d'être toi et j'espère que tu m'as régalié dans la cagnotte sinon tu peux copier-coller ton texte 4 cases en-dessous.

Cœur.

John, mon grand frère de cœur, sache que je te porte un profond respect. Tu as cette clairvoyance d'esprit, ces valeurs et cette ambition qui définissent l'homme « Soler » que tu es. Tu es un modèle pour moi et j'aimerais que nous puissions, plus tard, vivre et transparaître en famille, tous les bons moments que nous avons vécus ensemble. N'oublie pas que nous nous sommes promis de profiter dès maintenant !! Je rajoute un petit seize mesures pour le milliard d'appels manqués essuyés et tous les efforts que t'as fait pour qu'on en arrive là. Gros Big Up.

A Christophe alias Touf' alias Tofy, tu es un ami de grande valeur et c'est grâce (à cause) de toi si j'en suis là aujourd'hui. On a vécu des bons moments et ce n'est que le début. Puisses-tu finir enfin ta thèse (Haha).

A Batou, le 3^e des 3 mousquetaires, un ami en or et un homme au grand cœur d'une grande dévotion. Nos soirées et nos expériences vécues ensemble sont et resteront pour moi inoubliables. Je t'aime mon pote.

A Ludi, ma colloc baby-sitter, je suis très content d'avoir noué ce lien avec toi au fur et à mesure des années. Tu fais maintenant partie intégrante de ma vie et tu m'as appris que le végétarisme n'est pas si mauvais pour la santé. Je t'aime beaucoup Ludi et je te souhaite le meilleur.

A Mélo, même si tu considères ma vie comme une vie « de m**** » et que tu es sataniste, ainsi que très gothique sur les bords, tu es une amie qui compte pour moi et, t'avoir ici, le jour de ma soutenance de thèse me fait chaud au cœur. Je te souhaite que du bonheur et le bonheur arrive par trois. ☺

A Malou et So, je ne vous sépare pas car nos souvenirs sont forgés ensemble. On a vécu de belles choses, une retraite spirituelle inoubliable avec l'un, des soirées mémorables avec l'autre. Vous avez votre caractère (« n'est-ce pas So' ? ») et cela fait tout votre charme, je vous aime les mecs.

A ma promo de chir',

Mimile alias la force tranquille, j'admire ta capacité à avoir toujours ce que tu veux sans ne rien dire ni faire. Tu es un modèle d'efficiace et tu as été un super collègue. J'aime tes remarques acerbes et tes phrases qui nous rappellent les *zheures* les plus sombres de notre histoire. Tu as la plume de Louis-Ferdinand Céline avec cependant, un humour noir encore plus développé.

Pascual, ta haine a été une véritable inspiration pour moi. Nous sommes amis et ce sera un plaisir de continuer à partager tes sautes d'humeur et tes « t'inquièteesss » pour les années à venir. Puisses-tu continuer à vivre de tes 2 passions et à partager avec moi tes peluches ombilicales.

Simon, tu t'es occupé de bien nombreuses choses. Je me demande encore comment tu fais pour gérer autant de dossiers alors que tu quittes toujours tellement avant moi. Tu es un bon gars et c'est un plaisir de te compter parmi mes collègues et amis.

Reema, you are an incredible person and I am happy that I can count on you among my colleagues.

Baumann alias Slo' alias le meilleur, je suis content d'avoir pu travailler avec toi mais surtout de t'avoir connu et reconnu en tant que personne. J'avais beaucoup de choses à apprendre de toi et j'aurais aimé te connaître plus tôt. Puissions-nous garder contact mon ami. Je te souhaite le meilleur mais je ne m'en fais vraiment pas pour toi (contrairement aux autres).

A mes cointernes,

LouAnass, vous êtes formidables car vous donnez l'impression d'être deux personnes alors que vous ne formez qu'un être. Je vous admire pour ce fait.

Axel alias DJ VV, nous avons passé un semestre exceptionnel en péd' et j'ai pris plaisir à partager tant de temps avec toi aux « tiges éternelles ». Les plum's n'ont qu'à bien se tenir.

Riadh, merci pour tes coups d'œil qui sont toujours d'une extrême efficacité, tu trouves toujours les points forts d'une situation.

Mathilde, je suis content de t'avoir déjà vue sourire et j'espère que j'aurai la chance de renouveler cette expérience qui fut fort agréable.

Matthieu, je te remercie car j'ai en tête ton sourire narquois qui cache un esprit espiègle derrière tes airs de gendre idéal.

Merwane, l'as de la tchatch', c'est un plaisir de travailler à tes côtés.

Quentin, j'admire ta capacité à nous divertir en staff, puisses-tu continuer tes exploits.

Moustache, avec tes airs de dandy et tes connaissances universelles, j'attends beaucoup de notre coopération.

Asclépios, j'ai hâte de travailler avec toi et j'ai plaisir de te compter dans l'équipe pour me supporter pendant au moins deux longues années.

Clément Berry, je suis content de te savoir parmi nous, ton goût immodéré pour le lait nous promet de belles parties de rigolade. Continue dans ce sens.

A Julia, tu as, toi aussi, la passion du blanc, que tu pousseras en seringue (ou non). J'aime ta gaieté et j'espère que tu garderas ta bonhomie car tu es une belle personne.

A Kamal, Yazeed AKA la « légion étrangère », vous pourrez compter sur moi pour vous reposer et je vous autorise à utiliser mes feuilles de congés car je ne m'en sers et ne m'en servirai jamais. Votre bien-être est ma préoccupation la plus importante et je ne vous demanderai qu'une seule chose, des souvenirs de vos lieux de vacances sachant que je collectionne les magnets.

Spéciale dédicace aux regrettés PG et HL et à ceux qui suivront.

Aux extés, Enry le palpeur, Mickael le viscéral et Octave la tête d'ampoule de Dijon.

A mes chefs,

Elo' alias Maman alias Elodie Là-Haut, une personne au grand cœur et un modèle chirurgical et de valeurs. J'ai de la chance de te compter parmi mes amies et tu pourras toujours compter sur moi-même. Sache que j'ai eu grand plaisir à « te rejoindre au 1^{er} ».

Ivan, Boul2, mon copain de fac', mon ami, je te souhaite le meilleur. Tu es une de mes premières rencontres sur Amiens et tu es une personne à qui je tiens beaucoup. Tu sauras être à la hauteur pour l'heureux évènement qui t'attend. Détente gros.

A Benj', pour ses « très tchatcheur » et pour avoir pris mes restes de bien nombreuses fois.

A Samoss', pour être un maître de grande valeur et pour m'avoir sorti du pied un névrome bien embêtant. « Tu es une bombe ! »

A Solal et son goût du « bij' ». Mention (pas la patiente) pour le 1^{er} à avoir trouvé la technique de Stanley dans les livres.

A Alex' pour son franc-parler et sa singularité, mon double bien maléfique.

A Gautier que je connais depuis la fac', pour ta bonne humeur, tes bons conseils et pour m'avoir supporté de bien nombreuses fois au bloc.

A Bachar, pour tes qualités humaines et chirurgicales, nous avons fini par travailler ensemble et ce fut un plaisir.

A Youssouf, merci pour ce fameux bloc de M. Cap* qui reste un de mes blocs les plus marquants. Tu as des qualités chirurgicales certaines et je te souhaite le meilleur mais « Où es-tu ? »

A Pierrot, tes « excellent », ton soutien pour Creil et ta bonne humeur font de toi une belle personne et je suis très content de te compter parmi mes collègues.

A Jean-François, ce fut toujours un plaisir de travailler avec toi « Fils » et ce depuis le « Nord ».

A Benoit, j'ai plaisir à travailler avec toi et je n'ai pas eu assez d'un internat pour ingurgiter tes trucs et astuces. J'aime ton franc-parler et ton implication pour les malades.

A Vitto, parce qu'on a passé des bons moments et que tu es une personne et un chirurgien que j'apprécie.

A Manu, ou plutôt M. David comme je vous appelle, j'ai toujours pris plaisir à bénéficier de votre expérience et de votre disponibilité. Je sais que vous avez toujours veillé sur nous, sur la tenue des dossiers et sur la place des DECT dans notre anatomie. Je suis content de travailler avec vous, de bénéficier de vos connaissances et je veux que vous le sachiez.

Aux anciens chefs,

Massi particulièrement, déjà parce que tu t'es impliqué à 200% pour « pousser » les pachydermes que nous étions et ensuite parce qu'au-delà de l'interne, tu t'es intéressé à l'humain et à l'homme. Je garde une profonde estime pour toi.

A Kader, Corentin, Elias, Yassine, je n'ai que de bons souvenirs avec vous, merci pour tout ce que j'ai pu apprendre à vos côtés.

A Hugo et Vladimir pour vos bons conseils et le compagnonnage que vous faites perdurer.

Aux externes qui ont compté ; mention spéciale à Camille Leroy ma cavalière, à Dudu, à Pierre Gomel le geek, à Agathe la démoniaque, à Clément Berry et j'en passe et des meilleurs.

A la préinterne Jihane, ma coéquipière plus ou moins « trilingue », merci pour avoir fait le job.

Aux équipes d'Orthopédie A, B et C et de consultation. Je suis un interne de la « A » mais j'ai pris plaisir à travailler avec chacun de vous. Vous êtes efficaces et nous sommes une équipe, on avancera ensemble pour notre bien et pour celui du service et des patients.

Aux secrétaires et à mon homonyme, merci de tout décanter car cela ne doit pas être facile de travailler avec autant de chirurgiens, avec autant de patients et toujours dans la bonne humeur. Je vous respecte infiniment pour ça.

Aux équipes du bloc, pour avoir supporté mes blagues (pas toujours) drôles et à Justine pour avoir été ma partenaire de Salsa bien malgré toi.

Aux cadres, et particulièrement à ma cadre préférée « Madame » Matias qui a toujours été aux petits soins pour moi. Je t'appellerai « Julie » dans ce manuscrit, car les écrits resteront et j'aurai plaisir à me souvenir de notre étroite collaboration.

Au Dr Lion alias Sylvie, merci de te battre pour sauver des vies pendant que nous nous occupons de leur sauver les hanches. Ce fut un vrai plaisir de parler avec quelqu'un qui sait lire les ECG. Plaisir que j'ai hâte de poursuivre.

Aux équipes du service et du bloc de Compiègne, merci d'avoir partagé tant d'heures avec moi et toujours dans la bonne humeur. Ce fut toujours un plaisir de venir travailler le matin et j'ai énormément appris à vos côtés.

Aux chefs de Compiègne,

A Cécile, merci pour tout ce que tu as toujours fait pour moi. J'ai toujours apprécié être au bloc avec toi, et ce, même durant les arthroscopies (oui oui). J'ai grand plaisir à continuer notre collaboration.

A Monsieur Roux, pour le compagnonnage et la confiance que vous avez sus m'apporter. Vous m'avez beaucoup appris et je suis très heureux de vous retrouver. Sachez, que je n'ai pas fini de vous demander des astuces.

A Ali, merci de m'avoir fait faire autant d'opérations et d'avoir été toujours de bons conseils. Je respecte profondément le chirurgien et j'admire grandement l'homme.

A Bassel, tu es un homme au grand cœur et je suis fier que tu m'aies tant appris. Je suis très heureux que nous puissions de nouveau travailler ensemble.

A Monsieur Mabeoone, merci de nous avoir guidés en tant qu'internes et d'avoir toujours fait en sorte que nous puissions nous épanouir dans votre service. Je vous dois aussi la connaissance des départements et j'aurais été avare de ne pas vous la citer.

Aux équipes de Picardie et d'ailleurs, Noyon, à Mamou, à Benel, aux équipes du ch de Laon, au Dr Tamour, à Faïma, au Dr Hallacq, au Dr Nwatchok, à Mo Serrafi, à Kachaji, au Dr Lebeau et tous ceux qui m'ont appris et enseigné dans la vie, mille mercis.

Je remercierai ensuite l'équipe (inoubliable) de pédiatrie :

Céline pour tes remarques avisées et pour tes bougies que j'ai pris plaisir à allumer. Sache que je t'apprécie grandement et que je t'ai représentée, j'espère dignement dans notre œuvre de fin d'année. Encore merci pour le mémoire du DIU du pied que, j'espère que tu as pris plaisir à diriger et à travers lequel tu as pu voir l'étendue de mes connaissances dans le domaine de la recherche.

François, merci pour tes astuces au bloc et de m'avoir permis de faire partie d'une « première mondiale » (photo très spéciale à l'appui). Ça a été un vrai plaisir de travailler avec toi et je n'oublie pas que tu es à l'œuvre de mon premier bloc comme opérateur. Merci infiniment car j'ai la vocation et je pense que cela passe par des petites attentions comme celles-ci.

Me Plancq pour votre gentillesse, votre patience et votre disponibilité. Vous avez su m'accepter malgré le fait que je n'étais pas Octave et cela montre votre grandeur d'âme.

Enfin, je remercierai tout particulièrement et du plus profond de mon coeur, ma mère.
Sache que je pense à toi à chaque instant et que je fais de mon mieux pour te rendre fière.
Je n'ai pas été le fils idéal, peut-être, sans doute, un adolescent trop turbulent, mais je sais tout ce que tu as sacrifié pour Aude et moi. J'aurais voulu te rendre au centuple tout ce que tu désirais. J'aurais aimé te reprendre dans mes bras, j'aurais voulu que tu sois là le jour de ma thèse et tant d'autres...
Je sais que tu veilles sur nous et je n'ai pas pris le temps de te remercier pour tout ce que tu as toujours fait alors merci, merci infiniment.

Si j'en suis là aujourd'hui c'est grâce à toi.
Je t'aime, tu me manques tellement.
Bisous là-haut m'man.

Table des matières

Introduction	22
Matériel et Méthodes.....	24
Protocole de l'étude :.....	24
Technique opératoire :.....	25
Analyse clinique :	27
Analyse radiologique :.....	27
Analyse statistique :.....	32
Résultats	34
Population :.....	34
Survie :.....	35
Complications :.....	36
Résultats cliniques :.....	37
Résultats radiologiques :.....	38
• Sur l'enfoncement :	39
• Sur la variation de l'axe prothétique :	42
• Corrélation radioclinique :.....	45
De notre survie :	47
De nos résultats radiocliniques :.....	47
De nos facteurs de risque de migration :	49
<i>Du concept de tige courte à la classification :</i>	<i>50</i>
<i>De la classification à la comparaison :.....</i>	<i>54</i>
<i>Forces et limites :</i>	<i>58</i>
Conclusion	59
Conflits d'intérêt.....	60
Bibliographie.....	61

Introduction

L'arthroplastie totale de hanche est une intervention pratiquée quotidiennement dans les services d'orthopédie, chez des patients de plus en plus nombreux, et de plus en plus jeunes[1]. Avec de très bons résultats à long terme et l'amélioration importante de la qualité de vie des patients, cette intervention fut qualifiée en 2007 d'intervention du siècle[2]. Pourtant, ces résultats sont à nuancer chez les patients les plus jeunes qui présentent des taux de survie prothétique plus faibles ce qui a conduit à considérer le jeune âge comme une contre-indication relative au tournant des années 2000[3–6]. Depuis, l'arthroplastie totale de hanche chez les patients jeunes s'est développée mais montre un taux de reprise qui reste supérieur à celui de la population générale[1,7–9]. La quantité et la qualité du stock osseux résiduel lors de la reprise chirurgicale, conditionne grandement la difficulté du geste et le type de matériel à réimplanter.

Les prothèses à tiges courtes ont été développées dans ce sens au début des années 2000 avec pour objectif une préservation du stock osseux, une répartition des charges plus physiologique qu'avec les tiges conventionnelles[10], et de diminuer en conséquence le *stress shielding* qui est associé à une baisse de densité minérale osseuse péri-prothétique[11] pouvant conduire à un descellement aseptique[12].

Malgré ces avantages théoriques, le recul sur les prothèses à tiges courtes reste insuffisant et celles-ci sont donc encore sujettes à controverse notamment sur la stabilité[13–15]. En effet, il existe un véritable compromis entre diminuer le *stress shielding* sans diminuer la stabilité primaire[16] et les résultats à court terme de ces prothèses ont amené à la méfiance de la communauté médicale sur l'hypothèse d'un enfoncement accru qui pourrait conduire à des échecs[17] à plus long terme.

Depuis 2011, ces tiges courtes sont utilisées dans notre centre pour l'arthroplastie totale de hanche, notamment la tige Vitae® (Adler Ortho®). Il s'agit d'une tige courte à appui métaphysaire, théoriquement plus facile à implanter surtout en cas d'anomalie morphologique du fémur proximal (*proximodistal mismatch*), permettant une mise en place courbe en cas de grand trochanter recouvrant, une préservation des tissus mous et osseux[18] et se prêtant au mini-invasif par un volume prothétique moindre.

Dans le cadre d'une démarche d'évaluation de la qualité des soins et des pratiques cliniques, nous avons pour objectif d'évaluer les résultats cliniques et radiologiques de cette prothèse à moyen terme.

L'hypothèse principale de notre étude était que la prothèse Vitae® présentait de bons résultats radiocliniques à moyen terme.

L'hypothèse secondaire était qu'en cas de migration prothétique, il existait des facteurs identifiables qui nous permettraient d'affiner les indications opératoires, de préciser d'éventuelles contre-indications et d'évaluer les conséquences fonctionnelles d'un tel évènement, et ce dans un objectif de matériovigilance.

Matériel et Méthodes

Protocole de l'étude :

Il s'agit d'une étude observationnelle, mono-centrique, rétrospective (niveau IV) mono-opérateur menée au Centre Hospitalo-Universitaire d'Amiens-Picardie. Nous avons étudié tous les patients opérés d'une prothèse totale de hanche (PTH) de première intention, par une tige fémorale courte Vitae® de novembre 2011 à juin 2013.

Tous les patients ont reçu une information claire et éclairée sur les intérêts de cette étude. La signature d'un consentement écrit était exigée pour tous les participants. Cette étude a bénéficié d'une déclaration à la commission nationale de l'informatique et des libertés (CNIL) et n'a pas nécessité d'avis du comité de protection des personnes (CPP).

Les critères d'inclusion concernaient tous les patients majeurs opérés d'une PTH de première intention, toutes étiologies confondues, avec implantation de la tige courte Vitae®.

Les critères de non-inclusion étaient le refus exprimé du patient ou les patients dans l'incapacité de donner leur consentement.

Le critère de jugement principal était le taux de survie de l'implant au dernier recul défini par l'absence de reprise chirurgicale.

Les critères de jugement secondaires étaient les évaluations clinique et radiographique. Concernant l'évaluation clinique, nous avons utilisé des scores validés : le Harris Hip Score (HHS) (Annexe 1), le score de Postel Merle d'Aubigné (PMA) (Annexe 2) et le SF-36 (Annexe 3) dans certaines de ses composantes (douleur, physique et limitation dues à l'état physique).

Nous avons également évalué l'ostéointégration radiologique de cet implant à la recherche de lignes réactives, de liserés, de modifications osseuses péri-prothétiques, de migration et de signes de descellement. Nous en avons précisé la corrélation radioclinique avec la recherche de facteurs de causalité.

Technique opératoire :

Tous les patients ont été opérés par le même chirurgien, opérateur expérimenté, par voie d'abord postéro-latérale de Moore. La technique opératoire était classique, comprenant une planification préopératoire sur calque avec radiographie à l'échelle 100%, une antibioprophylaxie et une anesthésie générale. En post-opératoire, les patients se levaient et marchaient en appui total à l'aide de cannes anglaises à J1, sans cannes entre J2 et J3, montaient les escaliers à J4 avant de sortir à J5.

La tige courte Vitae® (Adler Ortho®) est une tige droite en alliage de titane par fabrication additive, par superposition de multiples couches fines de poudre métallique solidifiée par un faisceau d'électrons et une surface externe non revêtue hautement poreuse. Il s'agit d'une tige sans ciment avec ancrage métaphysaire, disponible en 11 tailles différentes (de 0 à 10) pour des longueurs de tiges allant de 78,4 mm à 93,6mm (Figure 1-A).

Le cotyle implanté était la cupule sans ciment Fixa Ti-por® (Adler Ortho®) (Figure 1-B), elle aussi fabriquée en alliage de titane selon le même procédé que la tige. La stabilité primaire était assurée par un *press-fit* périphérique de 2 mm de surépaisseur. L'implant était disponible en 12 diamètres différents (de 44mm à 66mm).

Le couple de frottement était un couple « dur-dur » céramique-céramique composé d'un insert et d'une tête en céramique composite de type BioloX Delta® (Matrice Al₂O₃-ZrO₂) avec trois longueurs de col différentes (Figure 1-C). Le col modulaire était en alliage de titane. L'ensemble permettait d'offrir 27 positions différentes selon la longueur (courte, moyenne, longue), la latéralisation (minimale, moyenne, maximale) et la version (antéversée, droite, rétroversée) (Figure 1-D).



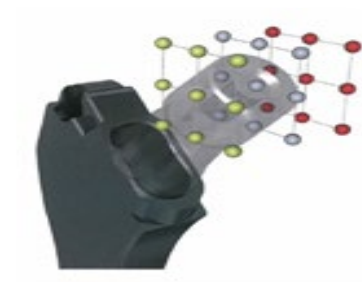
A



B



C



D

Figure 1: Présentation des implants : A) Tige courte Vitae®, B) Cotyle Fixa Ti-por®, C) Couple de frottement céramique-céramique BioloX Delta®, D) Col modulaire Modula®

Analyse clinique :

Des contrôles cliniques et radiographiques ont été effectués en préopératoire, à 1 mois, 3 mois et 12 mois après l'opération puis une fois par an. La présence d'un *squeaking* a été demandée pour chaque patient. La présence d'une douleur de cuisse a elle aussi été recherchée.

Le Harris Hip Score (HHS) était considéré comme excellent (score >90), bon (89-80), modéré (79-70) ou mauvais (<70)[19]. Le score Postel Merle d'Aubigné (PMA)[20] et le score SF-36 (partie douleur, physique et limitation dues à l'état physique)[21] ont également été évalués. Nous avons choisi de ne pas utiliser la partie sociale et mentale du questionnaire SF-36. Les questionnaires ayant été recueillis durant la période de confinement liée à la pandémie du SARS-CoV-2, contemporaine de notre dernier recul, les questions en lien avec le retentissement socioaffectif de la prothèse étaient inadaptées.

Les patients n'ayant pu se présenter en consultation dans ce contexte de crise sanitaire, ont été joints par téléphone ou téléconsultation, ce qui a permis de colliger les scores cliniques. Tous les scores ont été recueillis par le même investigateur indépendant.

Analyse radiologique :

Concernant le recueil radiologique, des radiographies de bassin, de face et profil de la hanche opérée ont été réalisées en préopératoire puis à chaque consultation. Les radiographies ont été calibrées sur la base du rapport diamètre mesuré de la tête prothétique par rapport à son diamètre réel connu[22]. Les calcifications hétérotopiques ont été évaluées selon la classification établie par *Brooker et al.*[23] (Annexe 4).

Une bonne radiographie a été définie comme la hanche avec le coccyx centré sur la symphyse pubienne, avec les deux jambes tournées intérieurement de 15°, et avec des repères osseux (U radiologique et petit trochanter) clairement visibles. Une radiographie était considérée comme inacceptable lorsque le coccyx était latéralisé de plus d'1 cm par rapport au centre de la symphyse pubienne, ou >3 cm au-dessus ou en dessous du bord supérieur du pubis[24].

En préopératoire, nous avons calculé le *Canal Flare Index*[25] (CFI) (Figure 2), ce qui a permis de classer le fémur proximal par la classification de *Dorr et al.*[26] (Annexe 5), de manière reproductible, avec un fémur classé *Dorr A* si $CFI > 4,7$, *C* si $CFI < 3,0$ et *B* pour toute autre valeur. Nous avons mesuré l'angle cervicodiaphysaire, et l'offset fémoral entre le centre de rotation de la tête fémorale et la pointe du grand trochanter en considérant comme significatif, une modification de l'offset d'un millimètre [27]. En postopératoire, pour une évaluation précise, nous avons divisé le fémur péri-prothétique en 7 zones selon *Gruen et al.*[28] ; modifiées pour se corréliser à la prothèse à tige courte (Figure 3). Pour l'évaluation de l'ostéointégration de l'implant, nous avons précisé la présence d'ostéolyses, de lignes réactives, de ponts osseux (*spot welds*), d'un piédestal, d'une hypertrophie corticale et de liserés considérés pathologiques afin de calculer le score de *Engh et Massin*[29] (Annexe 6).

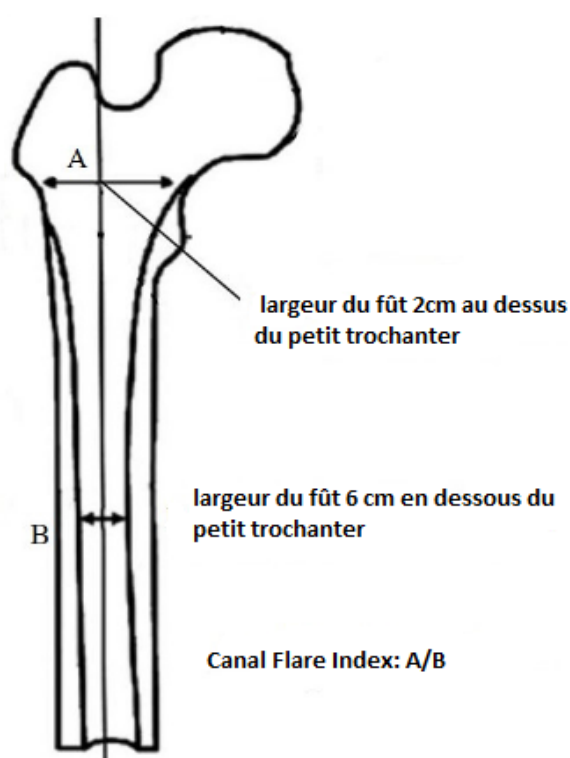


Figure 2. Canal Flare Index

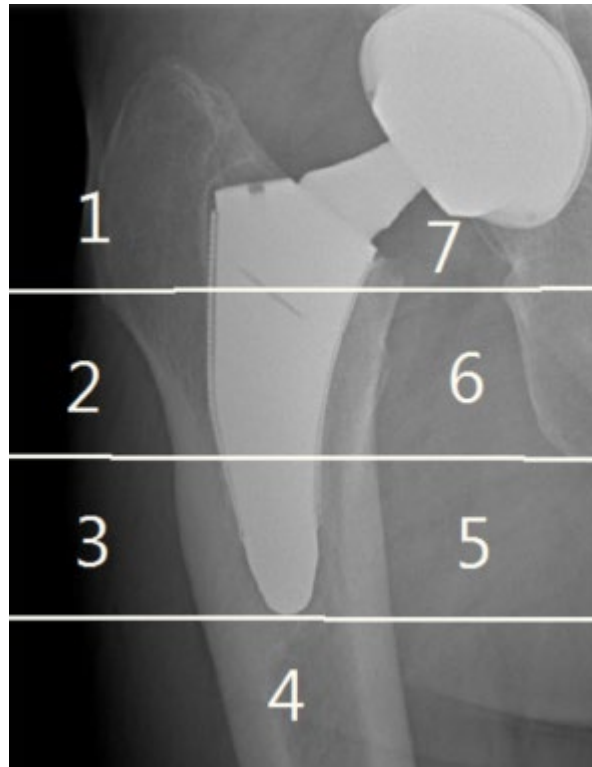


Figure 3. Zones de Gruen modifiées sur une radiographie de face

La hauteur de tige a été déterminée en mesurant la distance entre l'apex de la prothèse et la pointe du grand trochanter[30] (Figure 4); l'enfoncement (ΔH) était considéré comme significatif si la différence entre la mesure de base et la mesure finale du dernier recul était supérieure au seuil de 3mm[31]. ΔH fut la mesure radiographique que nous avons utilisée pour mesurer la différence de hauteur H entre la hauteur de tige à J0 et pour les radiographies successives. Nous avons considéré ΔH comme négatif dans le sens d'un enfoncement et positif dans le sens d'une ascension de la tige.

Afin de calculer l'angle varus-valgus, une méthode indirecte a été appliquée. Une ligne a été tracée sur l'axe principal de la prothèse représentant l'axe prothétique (la reproduction de l'axe prothétique a été obtenue à partir de dessins fournis par le fabricant), et comparée à une ligne passant par 2 points différents obtenus en calculant la moitié de la distance entre les surfaces de l'endo-cortex. Ces points étaient distaux par rapport à l'apex de l'implant. La ligne tracée représentait l'axe fémoral anatomique. L'angle mesuré (angle α) entre ces 2 axes représentait la différence en varus ou en valgus entre la position de l'implant dans le canal fémoral et l'axe fémoral naturel du patient (Figure 5). Nous avons considéré une valeur seuil de 5° pour la malposition en varus/valgus [32]. Nous avons considéré $\Delta\alpha$ comme la variation

des mesures de l'angle α chez un même patient en fonction du temps avec par commodité, une valeur positive comme varisation et négative comme valgisation.

Nous avons considéré $\Delta\alpha$ comme significatif s'il était supérieur à une valeur de 3° [33]. L'enfoncement supérieur au seuil de 3mm et un changement de l'angle α de plus de 3° furent considérés comme des indicateurs négatifs de stabilité future de l'implant [32]. Toutes les mesures radiographiques ont été réalisées sur le logiciel DxMM® (MedaSys, Dedalus France) par le même investigateur indépendant.

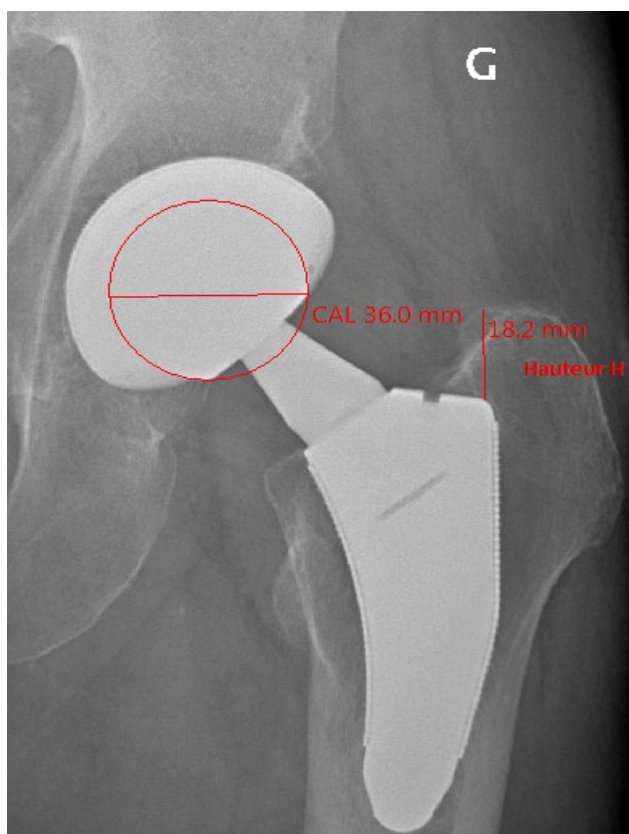


Figure 4. Mesure de la hauteur H (CAL = calibration par logiciel)

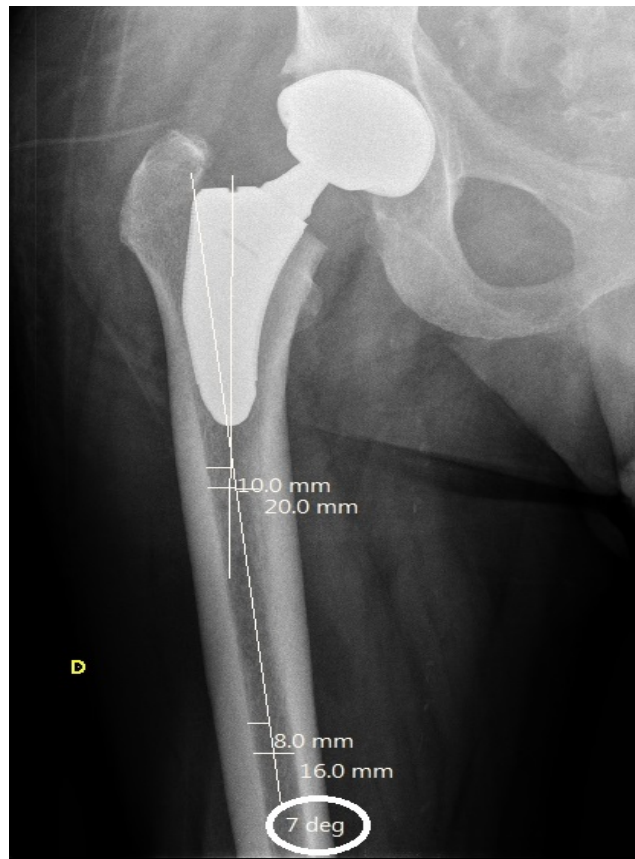


Figure 5. Mesure de l'angle α

Belhaouane et al.[34] ont proposé une classification selon les 3 différents positionnements possibles à l'implantation de la tige. Dans le premier positionnement, la tige est en contact bicortical à sa partie distale ou en contact avec le calcar et la corticale latérale. Dans le deuxième positionnement, la tige est en contact avec le calcar plus la corticale médiale à sa partie distale. Dans le troisième positionnement, la tige est considérée comme flottante sans contact cortical (Figure 6). Pour l'analyse de nos résultats, nous avons considéré la position 3, « tige flottante » comme sous-dimensionnée.

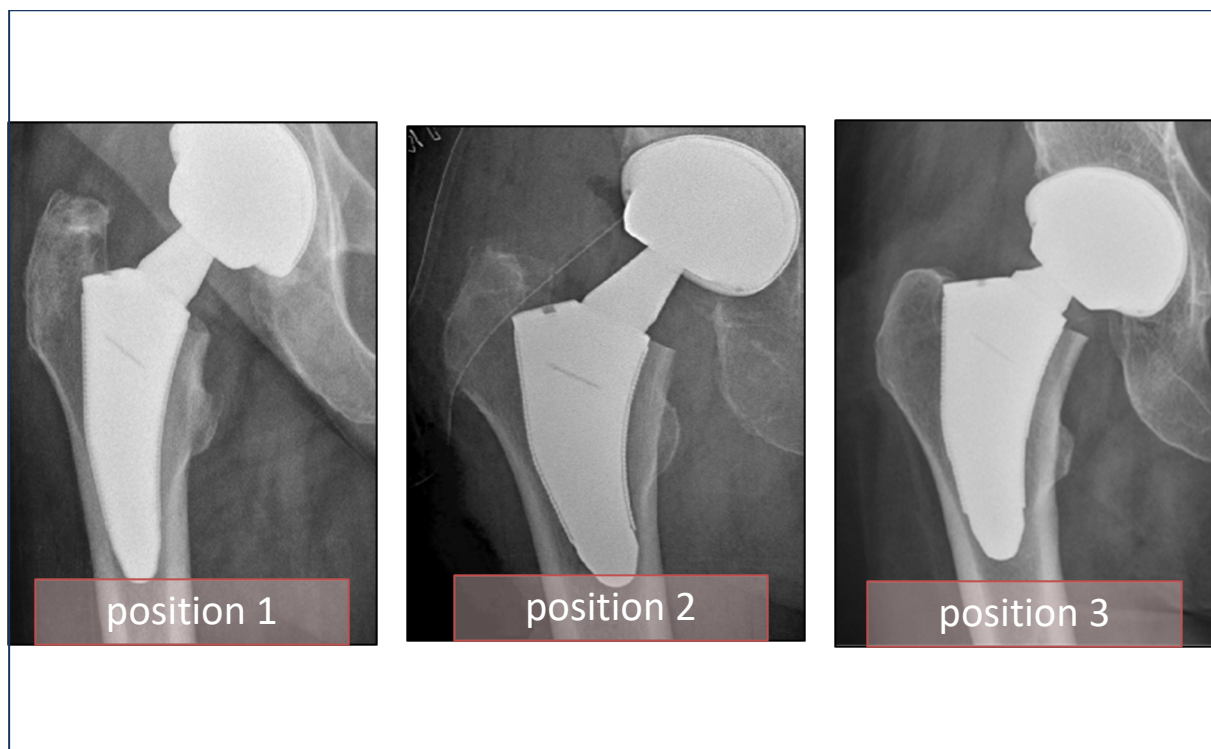


Figure 6. Différents positionnements possibles des tiges courtes proposés par *Belhaouane et al.*[34]

Nous avons effectué une analyse en sous-groupe pour comparer notre cohorte de patients avec enfoncement significatif $\Delta H \geq 3\text{mm}$ aux autres patients, afin de trouver sur quelles variables nos échantillons n'étaient statistiquement pas comparables.

Puis sur la base de ces résultats, nous avons analysé nos principales variables entre elles afin de retrouver les facteurs de causalité.

Nous avons effectué le même processus analytique sur la variation d'axe en considérant la valeur seuil de 3° .

Enfin, nous avons corrélé la migration des implants sur les résultats cliniques et fonctionnels afin d'évaluer le retentissement sur nos patients.

Analyse statistique :

Les variables quantitatives sont présentées en moyenne $\pm$ écart type (SD) selon le mode de distribution. Les variables qualitatives sont présentées en effectif (pourcentage). La méthode de Kaplan-Meier a été utilisée pour estimer les probabilités de survie à partir de la date d'inclusion jusqu'à la reprise chirurgicale et leurs intervalles de confiance ponctuels à 95%. Etant donné l'effectif de l'étude, nous avons privilégié les tests non paramétriques. Le test de Wilcoxon a été utilisé pour comparer les scores de Harris. Les tests de Fisher et de Mann-Whitney ont été utilisés pour comparer des données entre angle α , hauteur H, leurs

variations et les données catégorielles qu'elles soient quantitatives ou qualitatives. Pour tester les associations entre HHS, PMA et les variables $\Delta\alpha$ et ΔH , nous avons utilisé les coefficients de corrélation de Spearman. Le risque α a été fixé à 0,05. Les analyses statistiques et les courbes de survies ont été réalisées en utilisant les logiciels statistiques EasyMedStat (Neuilly-Sur-Seine; France, <https://www.easymedstat.com>) et SPSS Statistics pour Windows, version 25.0 (SPSS Inc., Chicago, Ill., USA).

Nous avons réalisé des modèles statistiques pour identifier les variables associées avec $\Delta\alpha$ et ΔH à type de régression linéaire univariée pour les variables quantitatives, multinomiales et d'analyse de variance (ANOVA) pour les variables nominales et de corrélation de Spearman pour les variables ordinales. Une analyse multivariée a été réalisée en sélectionnant les variables significatives au seuil de $p=0,2$ en analyse univariée pour identifier les variables indépendamment associées.

Résultats

Population :

Durant la période choisie, 52 prothèses ont été posées chez 52 patients. Tous les patients constituant la série ont été convoqués par courriers postal, informatique ou appel téléphonique. Sur les 52 patients éligibles à l'étude, 43 patients furent inclus dans l'étude.

Parmi eux, six patients sont décédés, sans aucun lien avec la chirurgie prothétique d'après les familles. Après acceptation auprès des proches, ces patients ont été inclus dans les analyses radiologiques. Huit patients n'ont pas pu bénéficier d'analyses radiographiques à plus de 7 ans de recul mais les scores cliniques et fonctionnels ont été recueillis par téléphone ou téléconsultation (Figure 7).

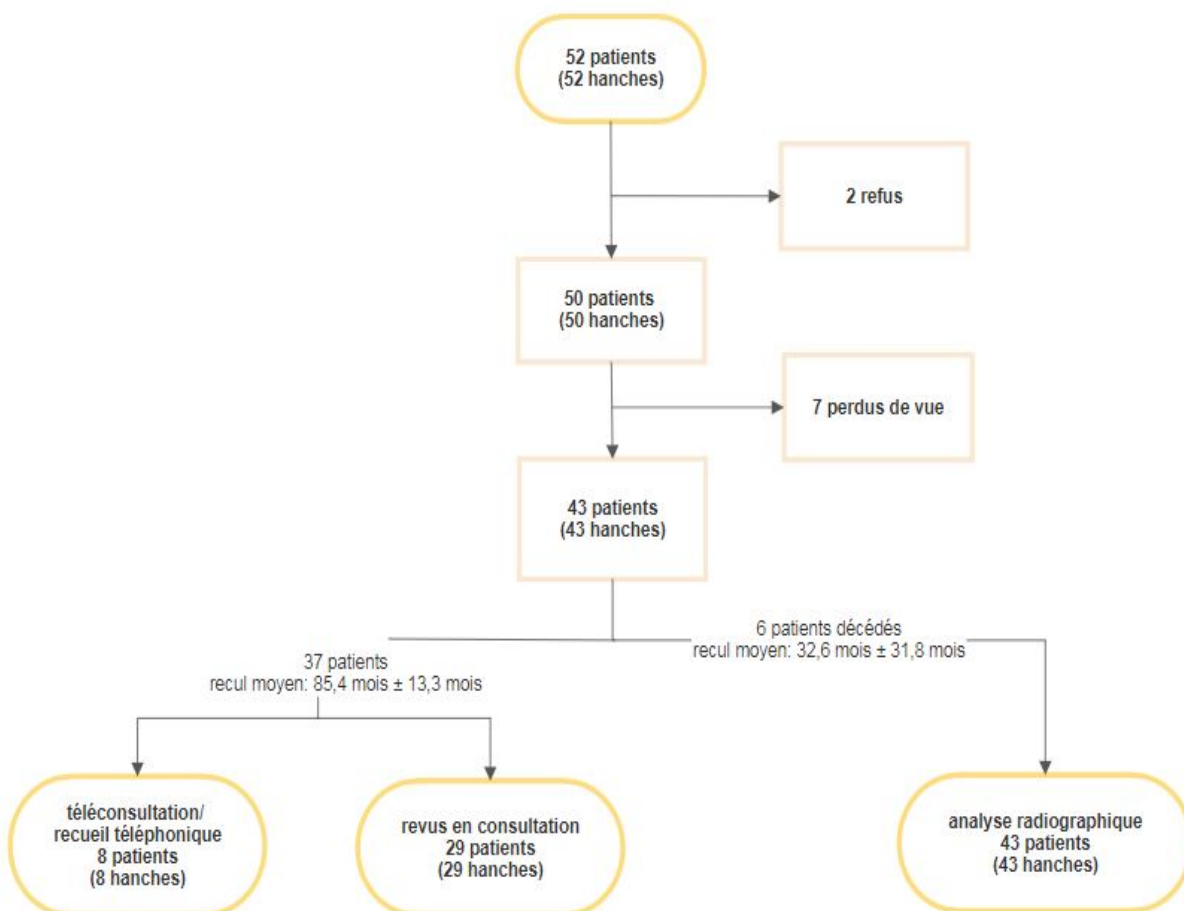


Figure 7. Diagramme de Flux après arthroplastie totale de hanche Vitae® au dernier recul

Le recul moyen de notre étude était de $79,4 \pm 15,3$ mois. Les caractéristiques cliniques et démographiques de notre cohorte de patients sont résumées dans le Tableau 1.

Tableau 1. Caractéristiques cliniques et démographiques de notre cohorte.

Données des patients		<i>n</i> = 43	
Genre (H/F)		25/18	
Age (années)		63,8 ± 7,7	(38,0-78,0)
Poids (kg)		78,4 ± 14,6	(40,0-138,0)
Taille (cm)		169,2 ± 9	(142,0-189,0)
IMC (kg/m ²)		27,4 ± 4,1	(19,8-43,6)
Côté (D/G)		24/19	
Recul (mois)		79,4 ± 15,3	(33,6-99,4)
Classification de Dorr	A	1	2,3%
	B	24	55,8%
	C	18	41,9%
Diagnostic			
Coxarthrose primitive		35	81%
Ostéonécrose aseptique de la tête fémorale		3	8%
Dysplasie protrusive		2	5%
Séquelles d'ostéochondrite primitive		1	2%
Séquelles de fracture du fémur proximal		1	2%
Dysplasie acétabulaire		1	2%

Survie :

Nous avons défini comme échec toutes les reprises chirurgicales avec changement d'au moins un implant de la prothèse fémorale, toutes causes confondues. Aucun des patients contactés par téléphone ou téléconsultation n'avait été explanté. De même, aucun des patients décédés n'avait été explanté à la date du décès, selon les informations transmises par les familles et l'analyse des dossiers. En se basant sur ce critère, le taux de survie moyen était de 92,4% [78,1-97,5] (Figure 8).

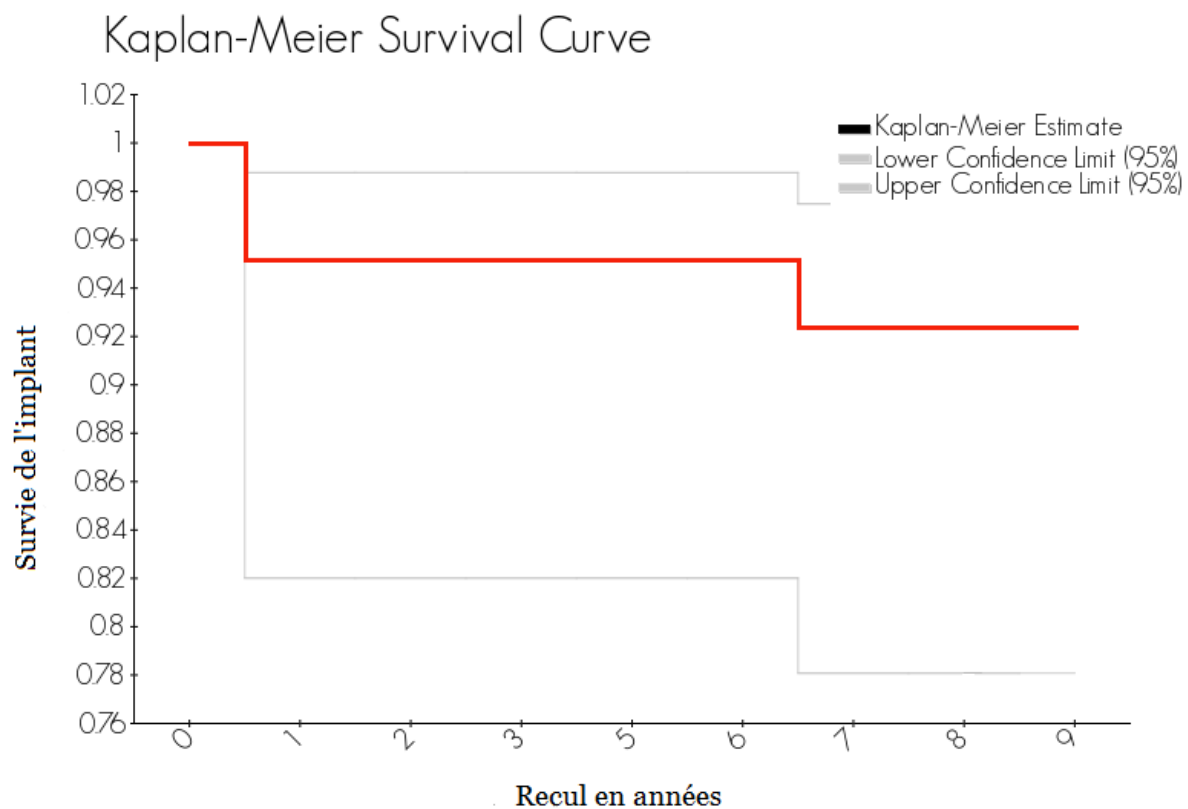


Figure 8. Courbe de Kaplan-Meier de la tige fémorale

Complications :

Trois patients furent repris, le premier à J8 pour luxations postérieures récidivantes, avec changement de col et cône modulaire plus longs, d'évolution favorable par la suite. Il s'agissait d'une patiente de 65 ans opérée pour une coxarthrose secondaire à une ostéonécrose aseptique de la tête fémorale.

Le deuxième patient, était âgé de 62 ans, obèse de grade 3 (IMC=43 kg/m²) fut opéré initialement pour une coxarthrose primitive de hanche. Il fut repris à 1 an postopératoire pour défaut d'intégration avec varisation de 3° et enfoncement de la tige de 7 mm en 10 mois, sur une tige normoaxée (2°) en postopératoire immédiat. Cette tige fut changée pour une tige de taille conventionnelle. A noter une ostéointégration au moins partielle de la tige Vitae® car l'extraction avait nécessité une fémorotomie. Les suites fonctionnelles et radiocliniques furent favorables.

La troisième reprise a été réalisée dans un autre centre sur des douleurs inguinales chroniques de la hanche opérée à 78 mois de recul. Il fut réalisé un changement unipolaire de la tige pour une tige de reprise fémorale associée à une plaque trochantérienne avec nécessité d'un volet fémoral lors de l'extraction. Cette tige montrait radiologiquement une ostéointégration qui ne laissait pas supposer de descellement (absence de liseré et présence de

pont osseux entre endoste et surface poreuse de la prothèse). La scintigraphie préopératoire était sans particularités. L'évolution fonctionnelle et clinique est marquée par une persistance des douleurs inguinales avec limitation du périmètre de marche. Il s'agissait d'une patiente ayant une coxarthrose secondaire à une fracture du massif trochantérien ancienne opérée à 42 ans d'une arthroplastie totale de hanche.

Deux patients (5%) se sont plaints au dernier recul de douleurs de cuisse, d'intensité faible (EVA<3), non quotidiennes et ne nécessitant que la prise occasionnelle d'antalgiques. Quatre patients (11%) témoignaient d'un *squeaking*.

Quatre cas (11%) de conflit antérieur cupule-psoas ont été traités par infiltration dans trois cas et par ténotomie du psoas dans un cas. Une tendinite du moyen fessier à un an a été infiltrée. Un de nos patients a présenté une thrombose veineuse profonde compliquée d'une embolie pulmonaire précoce à J2 post opératoire. Toutes ces complications furent d'évolution favorable avec les thérapeutiques adaptées. Il n'y a eu aucune complication concernant la modularité de la prothèse ni aucun cas de fracture péri-prothétique.

Résultats cliniques :

Il y a eu une amélioration significative des scores cliniques entre les scores pré- et post-opératoires.

Les mobilités articulaires ont été consignées et incluses lors du calcul des scores cliniques.

Le Harris Hip Score est passé d'une moyenne préopératoire de 52,8 [30-86] à une moyenne de 95,4 [54-100] au dernier recul ($p<0,001$). Les scores étaient considérés comme excellents dans 86% des cas (n=32), bons dans 8% des cas (n=3), modérés et mauvais dans 3% des cas chacun(n=1).

Le score de Postel Merle d'Aubigné est passé d'une moyenne préopératoire de 10,8 [6-15] à une moyenne de 17,5 [12-18] au dernier recul ($p<0,001$).

Nous retrouvons de bons résultats dans la composante douleur du SF-36, avec une moyenne de 89,8% [0,843-0,953], dans la composante physique avec une moyenne de 94,7% [0,906-0,988] et dans la limitation d'activités due à l'état physique avec une moyenne de 94,1% [0,899-0,983] (Figure 9).

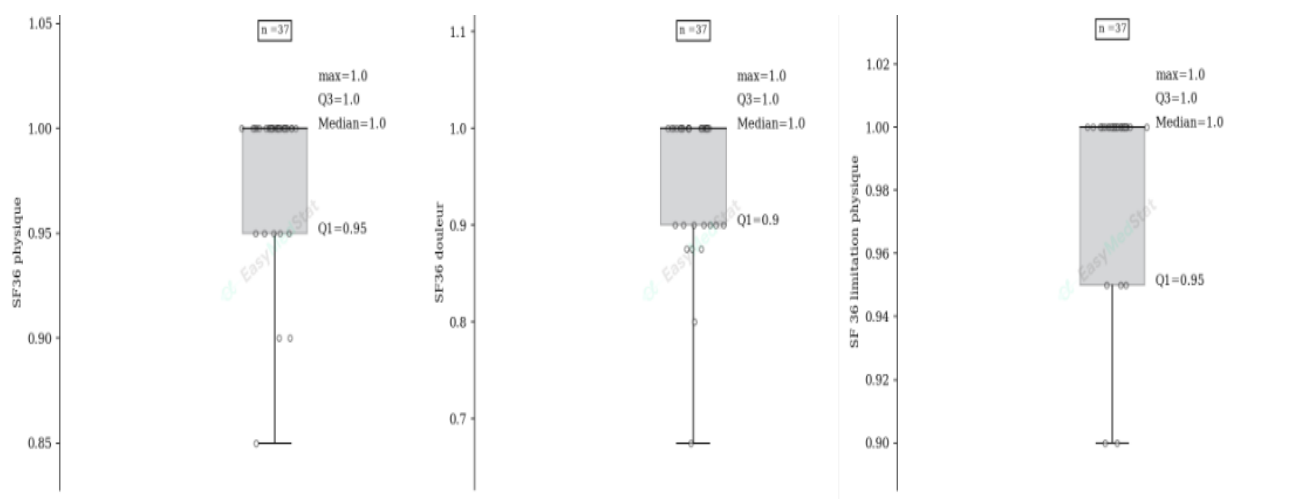


Figure 9. Score SF-36 (partie SF-36 Physique, SF-36 douleur, et SF-36 limitations dues à l'état physique)

Résultats radiologiques :

Vingt-trois prothèses ont été implantées en position neutre (53,4%), seize prothèses (37,2%) ont été alignées en varus par rapport à l'axe fémoral, quatre (9,4%) en valgus. Trente (69,7%) prothèses avaient leur offset restitué après chirurgie prothétique. Onze patients (25,6%) avaient leur offset diminué et deux (4,7%) avaient leur offset augmenté. Nous avons retrouvé 12 cas (28%) d'ossifications de stade 1, deux de stade 2 (4%) et un de stade 3 (2%) au plus grand recul selon la classification de *Brooker*[23].

Nous avons onze prothèses (25,6%) considérées sous-dimensionnées contre 32 avec au moins un appui cortical (74,4%). L'enfoncement moyen était plus important dans le groupe sous-dimensionné mais de façon non significative ($-1,71\text{mm} \pm 3,00$ vs $-0,60\text{mm} \pm 1,30$ ($p = 0,115$)).

Il y a eu un cas de liseré considéré comme pathologique, correspondant au patient repris pour défaut d'intégration avec migration des implants prothétiques. Il existait seize cas de lignes réactives disparues spontanément au dernier recul, associées à des piédestaux dans 6 cas, de type stable. Toutes les prothèses ont, dès le 6^e mois, montré une atrophie du calcar, avec huit prothèses qui ont montré au dernier recul une hypertrophie corticale en zone 3 de Gruen modifiée, et deux en zones 3 et 5 de Gruen modifiée.

Selon le score de *Engh et Massin*, trente-neuf prothèses (90,7%) ont été considérées comme « ostéointégrées », trois prothèses (7,0%) d'« ostéointégration suspecte » et une prothèse a été considérée avec une « encapsulation fibreuse non ostéointégrée » (2,3%). Le score moyen était de $22,8 \pm 3,6$.

- Sur l'enfoncement :

L'enfoncement radiologique moyen était de 0,19mm [-0,209-0,595] à 1 mois, 0,27mm [-0,162-0,694] à 3 mois, 0,67mm [0,12-1,225] à 1 an, 0,73mm [0,195-1,260] à 3 ans, 1,17mm [0,575-1,772] à 5 ans et de 1,21mm [0,209-2,204] à 7 ans. L'enfoncement moyen au dernier recul sur tous les patients de notre analyse radiographique était de 0,86mm [0,288- 1,424].

L'enfoncement des tiges Vitae® n'était pas linéaire dans le temps et survenait surtout dans la première année avec un pic entre M1 et M12 comme démontré dans le Tableau 2 ($p=0,001$).

Tableau 2. Comparaison statistique de l'enfoncement des tiges dans le temps.

Comparaison	Effectif	t_1	t_2	Δm_2-m_1	CI _{95%}	p
$t_1 = \Delta H \text{ J0}$ $t_2 = \Delta H \text{ M1}$	43 100%	$t_1 = 0$	$t_2 = -0,193$ [0,595 – 0,209]	$\Delta = -$ 0,193	[-0,595 – 0,209]	$p=0,102$
$t_1 = \Delta H \text{ M1}$ $t_2 = \Delta H \text{ M3}$	41 95,3%	$t_1 = -0,154$ [-0,558 – 0,251]	$t_2 = -0,266$ [-0,694 – 0,162]	$\Delta = -$ 0,112	[-0,195 – -0,030]	$p=0,010$
$t_1 = \Delta H \text{ M3}$ $t_2 = \Delta H \text{ M12}$	41 95,3%	$t_1 = -0,273$ [-0,711 – 0,166]	$t_2 = -0,673$ [-1,225 – - 0,120]	$\Delta = -0,4$	[-0,652 – -0,148]	$p=0,001$
$t_1 = \Delta H \text{ M12}$ $t_2 = \Delta H \text{ M24}$	40 93,0%	$t_1 = -0,539$ [-1,038 – - 0,041]	$t_2 = -0,582$ [-1,097 – - 0,066]	$\Delta = -$ 0,042	[-0,154 – 0,070]	$p=0,308$
$t_1 = \Delta H \text{ M24}$ $t_2 = \Delta H \text{ M36}$	38 88,3%	$t_1 = -0,657$ [-1,165 – - 0,149]	$t_2 = -0,727$ [-1,260 – - 0,195]	$\Delta = -$ 0,070	[-0,155 – 0,014]	$p=0,100$
$t_1 = \Delta H \text{ M36}$ $t_2 = \Delta H \text{ M60}$	37 86,0%	$t_1 = -1,047$ [-1,623 – - 0,470]	$t_2 = -1,173$ [-1,772 – - 0,575]	$\Delta = -$ 0,127	[-0,351 – 0,098]	$p=0,361$
$t_1 = \Delta H \text{ M60}$ $t_2 = \Delta H \text{ M72}$	32 74,4%	$t_1 = -1,196$ [-1,838 – - 0,554]	$t_2 = -1,193$ [-1,841 – - 0,545]	$\Delta =$ 0,004	[-0,036 – 0,043]	$p>0,999$
$t_1 = \Delta H \text{ M72}$ $t_2 = \Delta H \text{ M84}$	29 67,4%	$t_1 = -1,194$ [-2,176 – - 0,211]	$t_2 = -1,206$ [-2,204 – - 0,209]	$\Delta = -$ 0,013	[-0,062 – 0,037]	$p=0,789$

(Effectif : nombre de patients avec son pourcentage correspondant sur la période t_1 à t_2 ; t_1 : instant de référence, t_2 : instant chronologique suivant ; ΔH : différence de hauteur de la tige, Δm_2-m_1 : différence d'enfoncement entre t_2 et t_1 .)

Concernant la sévérité de cet enfoncement, onze prothèses (25,6%) n'ont pas présenté d'enfoncement, quatre (9,3%) se sont ascensionnées et l'enfoncement est resté minime chez 24 (55,8%) de nos patients, seuls quatre (9,3%) enfoncements furent significatifs, c'est-à-dire supérieurs à 3mm.

Concernant notre analyse en sous-groupe, en cas d'enfoncement significatif, la variation d'axe prothétique ($\Delta\alpha$) était significativement majorée: $1,84 \pm 2,41$ vs $5,75 \pm 2,29$, (**p=0,014**). Le sous-dimensionnement était également plus fréquent de manière significatif : 20,5% du groupe $< 3\text{mm}$ vs 75% du groupe $\geq 3\text{mm}$ (**p=0,017**). Le score de *Engh et Massin* était significativement diminué : $23,9 \pm 2,8$ vs $13,1 \pm 7,2$ (**p=0,004**) (Tableau 3).

Tableau 3. Comparaison des sous-groupes enfoncement < 3 mm et enfoncement ≥ 3mm
(*C : court/ M : moyen/ L : long)

Caractéristiques démographiques		Enfoncement < 3mm	Enfoncement ≥ 3mm	Valeur p
Age		63,64 ± 8,02	65,25 ± 2,39	p=0,675
Sexe (H/F)		18/21	4/0	p=0,127
Côté (D/G)		22/17	2/2	p=1
Taille		1,69 ± 0,09	1,73 ± 0,07	p=0,266
Poids		76,72 ± 11,82	94,50 ± 25,50	p=0,180
IMC		26,88 ± 3,27	31,73 ± 7,71	p=0,427
Classification de Dorr	A	1 (2,6%)	0 (0,0%)	p=1
	B	22 (56,4%)	2 (50%)	
	C	16 (41,0%)	2 (50%)	
Caractéristiques liées à l'implant				
Taille de la tige	1	5,1% (2)	0,0% (0)	p=1
	2	2,6% (1)	0,0% (0)	
	3	7,7% (3)	0,0% (2)	
	4	17,9% (7)	25,0% (1)	
	5	15,4% (6)	0,0% (0)	
	6	33,3% (13)	50,0% (2)	
	7	12,8% (5)	25,0% (1)	
	8	5,1% (2)	0,0% (0)	
Diamètre de la tête	32	7 (17,9%)	0 (0,0%)	p=0,621
	36	32 (82,1%)	4 (100,0%)	
Longueur du col*	C	9 (23,1%)	0 (0,0%)	p=0,602
	M	29 (74,4%)	4 (100,0%)	
	L	1 (2,6%)	0 (0,0%)	
Caractéristiques radiographiques				
Angle α		1,92 ± 3,71	2,75 ± 2,59	p=0,674
Variation de l'angle α ($\Delta\alpha$)		1,84 ± 2,41	5,75 ± 2,29	p=0,014
Sous dimensionnement		8 (20,5%)	3 (75,0%)	p=0,017
Score de Engh et Massin		23,9 ± 2,8	13,1 ± 7,2	p=0,004

Concernant les facteurs affectant l'enfoncement des tiges (Tableau 4), l'analyse univariée ne retrouvait aucun facteur démographique ou lié à l'implant comme à risque d'enfoncement dans notre étude.

Sur le plan radiologique, il existait une association significative sur le sous-dimensionnement de la tige (**R= -0,342, p=0,019**) et le score de *Engh et Massin* caractérisant l'ostéointégration prothétique (**R=0,468, p=0,002**). Ainsi, le risque d'enfoncement significatif augmentait avec le sous-dimensionnement de la tige et diminuait avec l'augmentation du score de *Engh et Massin* avec des corrélations linéaires modérées.

En analyse de régression multivariée, seule l'ostéointégration influençait l'enfoncement de manière significative ($R^2 = -0,213$, $R^2_{\text{ajusté}} = -0,194$, $IC_{95} [-0,255 ; -0,061]$, $p=0,002$), ce qui signifie que la variation du score d'ostéointégration était corrélée pour 19% de la variation de l'enfoncement dans un sens inverse selon un modèle linéaire.

Tableau 4. Impact de différents facteurs sur l'enfoncement des tiges

Caractéristiques démographiques	R	p
<i>Age</i>	0,018	p=0,909
<i>Sexe (H/F)</i>	0,038	p=0,407
<i>Taille</i>	0,022	p=0,890
<i>Poids</i>	0,142	p=0,365
<i>IMC</i>	0,149	p=0,341
<i>Classification de Dorr</i>	0,554	p=0,893
Caractéristiques liées à l'implant		
<i>Taille de la tige</i>	0,761	p=1
<i>Longueur du col</i>	0,739	p=0,942
<i>Cône modulaire</i>	0,282	p=1
Caractéristiques radiographiques		
<i>Angle $\alpha > 5^\circ$: tige en position varus</i>	0,121	p=0,601
<i>Angle $\alpha < 5^\circ$: tige en position valgus</i>	0,038	p=0,817
<i>Sous-dimensionnement</i>	-0,342	p=0,019
<i>Ostéointégration</i>	0,468	p=0,002

- Sur la variation de l'axe prothétique :

Il n'y avait pas de corrélation entre l'angle cervicodiaphysaire natif et le positionnement de l'implant en postopératoire immédiat ($p=0,478$).

L'analyse du schéma de migration dans le plan frontal de la prothèse par le $\Delta\alpha$ retrouve une variation globale de $2,14^\circ \pm 2,62$ [1,36-2,92] au dernier recul de notre cohorte, plus importante dans le sous-groupe « enfoncement $\geq 3\text{mm}$ » (Figure 10 et Tableau 3), de sorte que les prothèses se variaient en s'enfonçant (Figure 11).

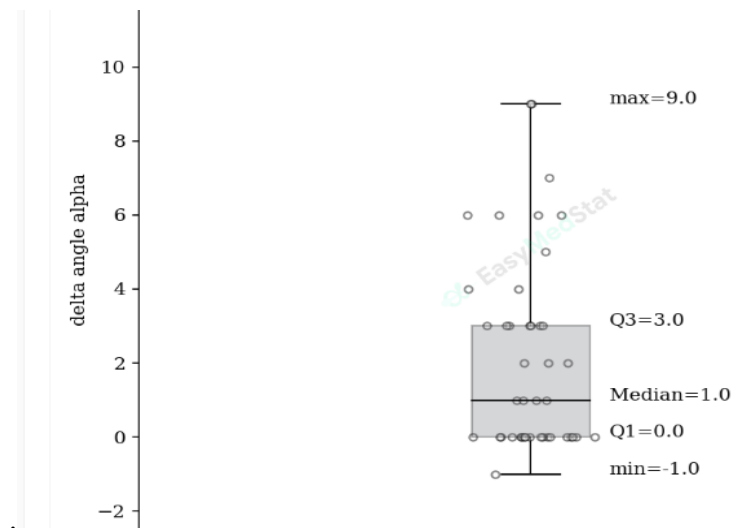


Figure 10. Variations de l'angle α au dernier recul

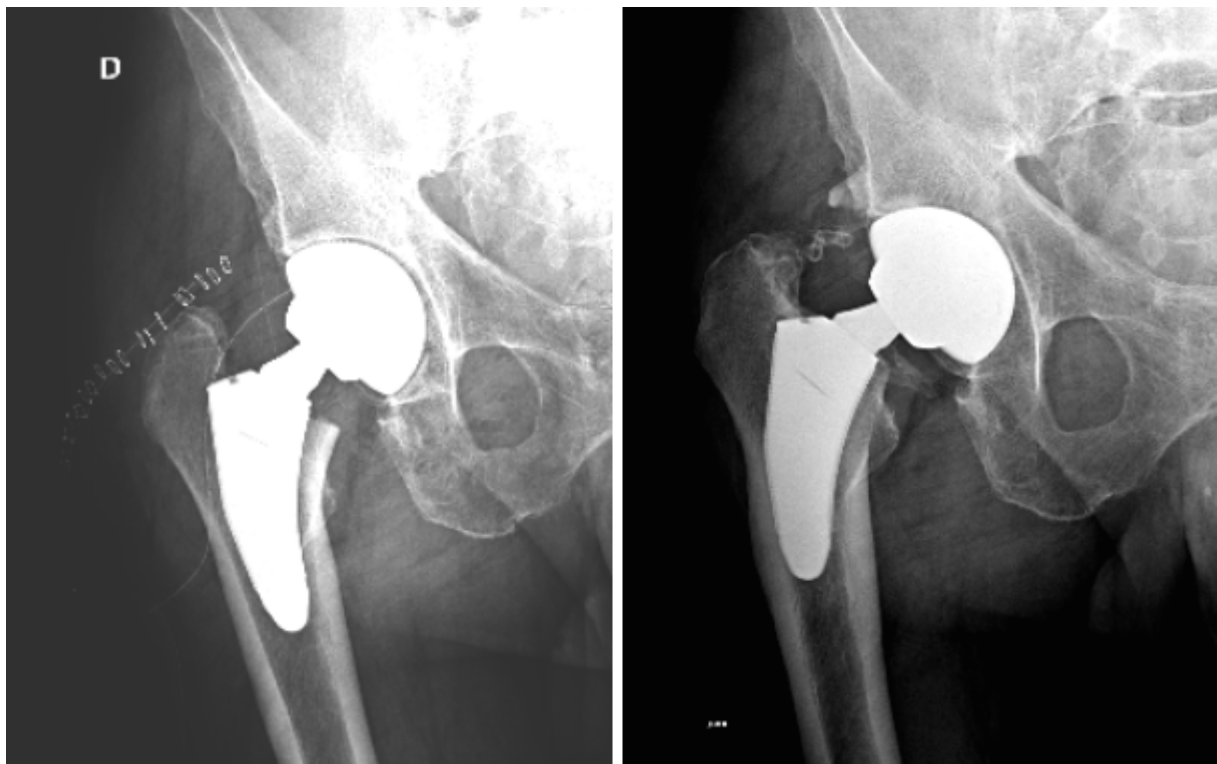


Figure 11. Enfoncement et variation d'une Tige Vitae® à 3 ans de recul. La prothèse est secondairement bien stabilisée avec des signes radiologiques de *stress shielding*[35]

Ce schéma de migration suivait le même schéma de migration que dans le plan axial avec une variation de l'angle α statistiquement significative jusqu'au 12^e mois ($p=0,029$) puis non significative.

Concernant notre analyse en sous-groupe, en cas de migration frontale significative, l'IMC était significativement majoré: $26,12 \pm 3,26$ vs $29,20 \pm 4,63$ ($p=0,026$). L'enfoncement

était significativement plus important avec ΔH : $-0,31 \pm 0,90$ vs $-1,69 \pm 2,60$ (**p=0,012**). Le sous-dimensionnement était significativement plus fréquent : 7,7% du groupe $< 3^\circ$ vs 52,9% du groupe $\geq 3^\circ$ (**p=0,001**). Et le score de *Engh et Massin* était significativement diminué : $23,3 \pm 2,8$ vs $14,0 \pm 6,5$ (**p= 0,001**) (Tableau 5).

Tableau 5. Comparaison des sous-groupes sur la variation de l'angle α ($\Delta\alpha$) $< 3^\circ$ et $\geq 3^\circ$
(*C : court/ M : moyen/ L : long)

Caractéristiques démographiques		$\Delta\alpha < 3^\circ$	$\Delta\alpha \geq 3^\circ$	Valeur p
Age		63,81 $\pm$ 7,85	63,76 $\pm$ 7,45	p=0,654
Sexe (H/F)		13/13	12/5	p=0,219
Côté (D/G)		13/13	11/6	p=1
Taille		1,69 $\pm$ 0,09	1,69 $\pm$ 0,09	p=0,803
Poids		75,19 $\pm$ 11,97	83,24 $\pm$ 16,81	p= 0,163
IMC		26,12 $\pm$ 3,26	29,20 $\pm$ 4,63	p=0,026
Classification de Dorr	A	0 (0,0%)	1 (5,9%)	p=0,606
	B	15 (57,7%)	9 (52,9%)	
	C	11 (42,3%)	7 (41,2%)	
Caractéristiques liées à l'implant				
Taille de la tige	I	7,7% (2)	0,0% (0)	p=0,597
	2	3,8% (1)	0,0% (0)	
	3	3,8% (1)	11,8% (2)	
	4	11,5% (3)	29,4% (5)	
	5	15,4% (4)	11,8% (2)	
	6	34,6% (9)	35,3% (6)	
	7	19,2% (5)	5,9% (1)	
	8	3,8% (1)	5,9% (1)	
Diamètre de la tête	32	4 (15,4%)	3 (17,6%)	p=0,621
	36	22 (84,6%)	14 (82,4%)	
Longueur du col*	C	4 (15,4%)	5 (29,4%)	p=0,180
	M	0 (0%)	1(5,9%)	
	L	22 (84,6%)	11 (64,7%)	
Caractéristiques radiographiques				
Angle α postopératoire immédiat		1,58 $\pm$ 3,48	2,65 $\pm$ 3,76	p=0,390
Variation de la hauteur H (ΔH)		-0,31 $\pm$ 0,90	-1,69 $\pm$ 2,60	p=0,012
Sous dimensionnement		2 (7,7%)	9 (52,9%)	p=0,001
Score de Engh et Massin		23,3 $\pm$ 2,8	14,0 $\pm$ 6,5	p= 0,001

L'analyse univariée des facteurs influençant la migration axiale (Tableau 6) retrouvait une association statistique avec le sous-dimensionnement de la prothèse (**R=0,705, p=0,001**) et l'ostéointégration (**R= -0,406, p=0,007**). Ainsi, la variation axiale augmentait avec le sous dimensionnement prothétique et diminuait avec l'augmentation du score d'ostéointégration avec des corrélations linéaires assez fortes.

En analyse de régression multivariée, seule l'ostéointégration influençait la migration axiale de manière significative (**R² = -0,183, R²_{ajusté}= -0,176, IC₉₅ [-0,318 ; -0,048], p=0,009**), ce qui signifie que la variation du score de *Engh et Massin* était corrélée pour 18% de la variation de la migration axiale dans un sens inverse selon un modèle linéaire.

Tableau 6. Impact de différents facteurs sur la variation de l'angle α

Caractéristiques démographiques	R	p
<i>Age</i>	0,011	p=0,877
<i>Sexe (H/F)</i>	0,073	p=0,133
<i>Taille</i>	0,017	p=0,916
<i>Poids</i>	0,078	p=0,621
<i>IMC</i>	0,101	p=0,521
<i>Classification de Dorr</i>	0,056	p=0,940
Caractéristiques liées à l'implant		
<i>Taille de la tige</i>	0,703	p=0,287
<i>Longueur du col</i>	0,051	p=0,272
Caractéristiques radiographiques		
<i>Sous-dimensionnement</i>	0,705	p=0,001
<i>Ostéointégration</i>	-0,406	p=0,007

- **Corrélation radioclinique :**

Nous n'avons retrouvé aucune corrélation entre les scores fonctionnels post opératoires et la migration radiologique des implants (Tableau 7).

Concernant le retentissement de l'enfoncement, les patients avec un enfoncement <3mm ne présentaient pas de différence statistique significative par rapport au groupe ≥3mm sur le HHS (respectivement $95,51 \pm 9,43$ vs $95,00 \pm 8,66$, p=0,578) et sur le PMA (respectivement $17,42 \pm 1,3$ vs $17,75 \pm 0,43$, p=0,972).

Concernant l'impact de la variation de l'angle α , aucune différence statistiquement significative n'a été retrouvé en comparant les scores fonctionnels entre les sous-groupes <3° et ≥3°.

Tableau 7. Corrélation des résultats radiologiques aux scores fonctionnels avec leur valeur p et le R.

HHS	• Δ H	p=0,08	R=0,030
	• Δ α	p=0,24	R=0,145
PMA	• Δ H	p=0,11	R=-0,060
	• Δ α	p=0,28	R=0,209
SF36*	• Δ H	p=0,15	R=0,120
	• Δ α	p=0,23	R=0,086

(* composantes douleur, physique et limitations dues à l'état physique du score SF-36)

Discussion

De notre survie :

Après analyse des résultats, la tige Vitae® montre de bons résultats sur la survie, estimée à 92,4% [78,1-97,5] à 6,6 ans, ce qui est tout à fait comparable aux taux des tiges conventionnelles de 94% [89,0-98,0%] sur la même période[8,36].

En reportant notre taux de survie en taux de reprise moyen pour 100 années-composantes comme décrit par *Labek et al.*[37], nous avons pu comparer nos résultats aux autres tiges courtes en se basant sur la revue de littérature de *Van Oldenrijk et al.*[38]. Avec un taux de 0,91 [0,81- 0,97] pour la tige Vitae®, notre survie est comparable à celles des autres tiges épargnant le grand trochanter. Celles-ci, selon l'auteur, montrent d'excellents taux de survie tous inférieurs au seuil de référence de 1, avec une moyenne de 0,81 [0,77-0,83].

La prise de conscience de l'excellence des résultats des tiges courtes est matérialisée explicitement par l'organisme britannique Orthopaedic Data Evaluation Panel (ODEP)[39] qui est chargé de classer les tiges en leur attribuant une note en fonction de leur taux de survie. Ainsi, jusqu'en 2019 la meilleure note pour une tige courte était de 7A* pour la tige Metha Hip® (B Braun, Melsungen, Allemagne) avant d'octroyer en cette année 2020, la note de 10A pour la tige Fitmore® (Zimmer Biomet, Varsovie, Indiana, USA) côtoyant ainsi la note maximale classée 10A*. La tige PULCHRA® (anciennement Vitae®) n'étant plus commercialisée depuis 2016, il n'y a pas de note la concernant.

De nos résultats radiocliniques :

Les scores cliniques montrent eux aussi une amélioration importante de la fonction et de la qualité de vie de nos patients. Nous remarquons un taux très faible de douleurs de cuisse comme rapporté dans les études sur le sujet avec tige courte[40,41], nous pensons à l'instar de *Kim et al.*[40] et *Lidder et al.*[42] que cela est lié au module d'élasticité d'une prothèse courte en titane, avec un module de Young plus proche de celui de l'os natif qu'une tige conventionnelle sans ciment et qu'elle ne présente pas de contact cortical majeur.

Nos résultats radiographiques montrent que la tige Vitae® présente au dernier recul un enfoncement moyen de 0,86mm [0,288-1,424], ce qui est plus faible que ce que nous attendions. En effet, il a été constaté dans une étude de notre centre[34], un enfoncement significatif à 2 ans de recul et le devenir à long terme voire à moyen terme était préoccupant. Par principe de précaution, nous avons stoppé l'usage de cet implant, qui avait d'ailleurs été suivi de près par l'arrêt de sa commercialisation.

Ainsi, *Malchau et al.*[43] préconisait une surveillance en phase clinique par analyse stéréophotogrammétrique de Roentgen (RSA) des nouveaux modèles de tiges fémorales afin d'évaluer précisément leurs modèles de migration pour alerter la communauté sur les implants à risque.

Cette tige non revêtue, montre un schéma de migration de type B selon *Krismer et al.*[17, Annexe 7] avec un enfoncement initial précédant une stabilisation secondaire, durable comme le montrent les signes d'ostéointégration et de remodelage osseux que nous avons constatés et mesurés par nos scores d'*Engh et de Massin* au dernier recul.

Ce schéma de migration semble être le plus répandu chez les tiges courtes avec un affaissement précoce suivi d'une stabilité secondaire décrit par de nombreux auteurs[44–47]. Cela est lié à l'ancrage métaphysaire prédominant et donc à un processus de stabilisation primaire par tassement de l'os trabéculaire puisqu'évidemment l'ancrage diaphysaire est peu voire non prononcé. De plus, la surface de contact os-prothèse est minorée, ce qui diminue la surface d'ostéointégration. Ainsi, comme le précisait *Mc Tighe et al.* [48] en 2014, les tiges courtes sont moins stables initialement que leurs homologues plus longues, ce qui doit amener le chirurgien à rechercher un *press-fit* initial serré, au risque d'une migration secondaire majorée de l'implant. Même si le chirurgien planifie sa chirurgie et qu'il est guidé par des éléments sensoriels, auditifs et visuels; lors de l'insertion de la tige fémorale, l'équilibre entre un *press-fit* adéquat et le risque fracturaire reste délicat.

Après description de ce schéma de migration, il convient donc de préciser qu'à l'instar de *Kutzner et al.*[44], nos résultats suggèrent que le seuil de migration de 1,5 mm reconnu à risque de descellement aseptique dans les tiges conventionnelles[17] n'est pas applicable aux tiges courtes, à fortiori de type 3 de *Falez*.

La tige Vitae® possède une surface microporeuse[49] assurant une rugosité participant à la stabilité primaire et à la stabilité secondaire par l'ostéointégration qui s'y produit. Si le concepteur de cette prothèse a préconisé une mise en charge post opératoire d'une durée de six semaines pour obtenir une ostéointégration partielle, nous n'avons pas respecté cette consigne afin d'optimiser la récupération fonctionnelle rapide et de limiter le risque de thrombose veineuse profonde[50]. En 2010, *Markmiller et al.*[51] confirmait les travaux de *Thien et al.*[52] en démontrant l'absence de différence significative sur l'enfoncement entre un groupe mis en charge partiellement et un groupe avec appui total après arthroplastie totale de hanche non cimentée avec la tige Spotorno® dans une étude randomisée prospective. Avec pour objectif une récupération améliorée après chirurgie, il est impensable de ne pas préconiser une mise en charge totale la plus précoce possible.

De nos facteurs de risque de migration :

Nous n'avons pas retrouvé d'influence manifeste des caractères démographiques, notamment du poids, de la taille, du sexe et de l'âge sur la migration, ce qui avait été déjà rapporté par des études ultérieures sur des tiges courtes, notamment l'étude par RSA de *Floerkemeier et al.*[53].

Concernant nos données comparatives, le sous-groupe enfoncement $\geq 3\text{mm}$ présentait un poids, une taille et un IMC supérieur au sous-groupe $< 3\text{mm}$ mais sans être statistiquement significatif, ce que nous attribuons à un manque de puissance (effectif de 4 patients dans le groupe $\geq 3\text{mm}$) puisque l'IMC était significativement différent dans le sous-groupe $\Delta\alpha \geq 3^\circ$. Nous rappelons que la seule reprise pour défaut d'intégration de la prothèse a été effectuée chez un patient avec un IMC de 43kg/m^2 (138kg pour $1,78\text{m}$), il conviendrait donc d'avoir une certaine prudence quant à l'usage des tiges courtes chez des patients aux poids et/ou IMC élevés comme le préconisent certains auteurs[45,54].

L'âge relativement jeune de nos patients $63,8 \pm 7,7\text{ans}$, avec seulement quatre patients âgés de plus de 70 ans lors de la pose ne nous permet pas de juger de l'influence de la qualité osseuse sur le schéma de migration bien que la plupart des études sur le sujet s'accorde sur le fait que l'âge n'est pas une contre-indication à la pose de tiges courtes[55–57]. *Gkagkalis et al.*[55] soulignait néanmoins le risque de fracture périprothétique chez les patients âgés avec fémur de type Dorr C, limitant les indications pour personnes âgées aux fémurs de type A et B. A l'instar de *Messamore et al.*[25], nous n'avons pas retrouvé de corrélation entre la migration et la classification de Dorr que nous avons classée de manière reproductible par analogie avec le Canal Flare Index.

Nous avons remarqué que l'enfoncement et la varisation de la prothèse étaient liés au sous-dimensionnement, ce que retrouvait *Belhaouane et al.*[34] dans son étude rétrospective contrôlée portant sur la tige Vitae® à 2 ans de recul. En effet, il expliquait que cette tige, du fait de son absence d'extension distale dans le fût fémoral, était moins indulgente au sous-dimensionnement métaphysaire qu'une tige de longueur classique qui s'appuyait sur la diaphyse comme guide permettant de lutter contre le moment varisant.

Bien que certains auteurs aient souligné l'importance du sous-dimensionnement dans l'enfoncement des tiges courtes[46,58,59], la majorité des études se sont concentrées sur les caractéristiques liées au patient et/ou à la prothèse sans étudier l'influence du remplissage métaphysaire des tiges courtes.

Il n'existe à notre connaissance que l'étude de 2020 réalisée par *Kutzner et al.*[60] qui répare cet écueil avec un taux de migration de la tige Optimys® significativement plus

important dans le groupe de tiges sous dimensionnées que dans le groupe de tiges jugées comme correctement dimensionnées.

Drosos et al.[58] reconnaissant que le positionnement de l'implant était plus difficile à régler par une tige courte, préconisait l'utilisation de routine d'une fluoroscopie, quand *Husseini et al.*[61] conseillait de laver l'espace métaphysaire après passage des râpes pour éliminer les débris osseux et permettre un remplissage plus efficace. Enfin, *Schaer et al.*[62] retrouvait comme facteur de risque d'enfoncement, l'appréhension du chirurgien d'une éventuelle fracture périprothétique qui poussait l'opérateur à ne pas utiliser les tailles extrêmes. De fait, sur 11 tailles de Vitae®, nous n'avons jamais posé de taille supérieure à 8 dans notre cohorte.

Quoiqu'il en soit, le sous-dimensionnement n'est pas la variable la plus explicative de la migration prothétique dans notre étude puisque statistiquement seul le score d'ostéointégration était significatif en multivariée. Concernant l'ostéointégration, nous avons déjà parlé du schéma de migration selon *Krismer* avec une ostéointégration précédée d'un enfoncement. Pour qu'il y ait cette ostéointégration, il existe une valeur seuil critique de micromouvements pour une tige non cimentée qui doit être inférieure à 150µm [35]. Les études mécaniques in vitro sont très peu nombreuses et se limitent aux tiges de type 2 de *Falez (Partial Collum)*[63]. Dans ces études in vitro, tous les implants ont présenté des micromouvements inférieurs à ce seuil. Mais, cette valeur avait été définie pour des tiges de longueur standard et des études futures seront nécessaires pour valider la pertinence de cette mesure concernant la biomécanique des tiges courtes.

Du concept de tige courte à la classification :

Nous rappellerons que les tiges courtes font partie intégrante du panel d'implants de la chirurgie orthopédique en 2020 mais jouissent encore pour une partie de la communauté médicale, d'une mauvaise réputation. En effet, bien que les premières traces de prothèses à tiges courtes datent des années 1930[64] et 40 avec la prothèse céphalique de Judet[65], les échecs retentissants de ces procédures amèneront les chirurgiens à poser des prothèses à plus grande surface de contact, pour améliorer la stabilité.

Les prothèses à tige courte redeviendront des sujets de préoccupation quant à la suite des travaux de *Jasty et al.*[66] à la fin des années 1980 sur la « maladie du ciment », les chirurgiens orthopédiques seront amenés à explorer des modes de fixation autres. En conséquence, la fixation non cimentée se développera jusqu'à devenir, le premier mode de fixation de l'arthroplastie totale de hanche du monde occidental, et ce, avec d'excellents résultats à long terme[67]. Pourtant celle-ci amènera son cortège de problèmes à solutionner

comme l'incidence élevée de douleurs de cuisse, le *stress shielding* et la difficulté d'extraction [68].

Par la suite, les travaux de *Jasty et al.*[69] en 1993 et de *Walker et al.*[70] en 1999 sur le rôle de l'ancrage métaphysaire des prothèses, ouvriront la voie à la conception de nombreuses tiges courtes dans l'espoir de résoudre ces questions tout en permettant une fixation stable et durable.

D'autres avantages théoriques ont été mentionnés dans la littérature comme le fait d'être plus compatibles avec le mini-invasif, d'être plus adaptée aux *mismatch proximodistaux* du fémur proximal (notamment les fémurs de type C de Dorr), de permettre une pose moins agressive sur les tissus mous et osseux et d'éviter les désagréments connus du resurfaçage [71]. De ce fait, toutes les prothèses conçues pour être moins invasives que les tiges conventionnelles ont été nommées "tige courte" mais comme le soulignait *Boisgard*[72], il n'y a pas de définition consensuelle d'une tige courte.

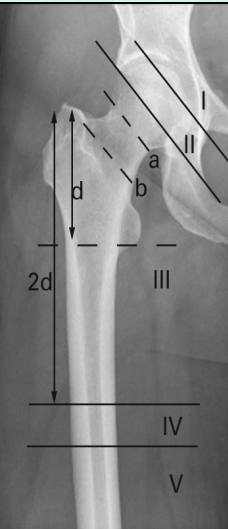
Si on s'intéresse à cette définition, en 2007, est reconnue tige courte, toute tige à ancrage métaphysaire et diaphysaire court[73] sans plus de précision notamment sur la définition du terme "court".

En 2014, *Patel et al.*[74] définit les implants à tige courte comme d'une longueur de 120 mm ou moins, ce qui correspond approximativement à la jonction métaphysodiaphysaire du fémur proximal[48] mais cette longueur ne tient pas compte des variations anatomiques individuelles (bien mises en évidence par la classification de Dorr), de la taille, ni de l'origine ethnique du patient puisque le fémur proximal diffère selon les populations[75].

La définition émise par *Feyen et al.*[76] corrige ce propos en considérant qu'une tige est courte si la longueur totale est inférieure au double de la distance verticale entre la pointe du grand trochanter et la base du petit trochanter. Mais, on remarquera aisément que nombre de prothèses considérées comme conventionnelles seraient considérées de facto comme tiges courtes. Il faut donc lui préférer, après lecture de la littérature sur ce sujet, la définition de *Gomez-Garcia et al.*[77] qui définit comme tige courte toute tige qui n'envahit pas ouvertement la diaphyse.

Maintenant défini, le concept de tige courte est réducteur car il fait référence à un groupe hétérogène de tiges profondément différentes en termes de conception, de longueur de tige, de biomécanique et de principes de fixation[78]. Ce polymorphisme a donné lieu à de nombreuses classifications qui sont autant de philosophies différentes que nous avons résumées dans le Tableau 8.

Tableau 8. Résumé des classifications des tiges courtes publiées et leurs caractéristiques.

Auteur	Principe	Classification	Description	Implant	Remarques
Learmont et al. 2009 [79]	selon la zone de fixation	1. stabilisation cervicale	Ancrage cervical pur	<i>la tige Silent</i>	trop restrictive, ne tient pas compte de la majorité des tiges courtes sur le marché
		2. stabilisation corticale fémorale externe	Fixation par plaque sur la corticale	<i>Thrust Plate</i>	
		3. stabilisation avec expansion latérale trochantérienne	Principe mis en avant par les concepteurs pour améliorer la stabilité rotatoire et axiale	<i>la tige Mayo</i>	
Mc Tighe et al. 2013 [48]	selon la zone de fixation	1. stabilisation céphalique	Resurfaçage	<i>Birmingham hip resurfacing</i>	pas limitée aux tiges courtes, les tiges conservatrices du col même à appui sur le calcar sont dans le groupe de stabilisation cervicale
		2. stabilisation cervicale	L'auteur y classe les tiges conservatrices du col	<i>la tige Proxima/ la tige Biodynamic</i>	
		3. stabilisation métaphysaire	Comprend les tiges anatomiques, droites et coniques	<i>la tige Vitae</i>	
		4. stabilisation conventionnelle	Métaphysodiaphysaire	<i>la tige AML</i>	
Feyen et al. 2014 [76]	selon le niveau d'ostéotomie et de longueur	I. stabilisation céphalique	Resurfaçage	<i>Birmingham hip resurfacing</i>	
		II. Résection semicéphalique	si l'os céphalique n'est pas d'assez bonne qualité pour un resurfaçage simple	<i>Birmingham Mid Head Resection</i>	
		III. Tige courte	A: avec ostéotomie souscapitale/ B: avec ostéotomie "classique"	<i>la tige Vitae (sous type B)</i>	
		IV. Tige conventionnelle	A: fixation métaphysaire exclusive B: fixation métaphysodiaphysaire	<i>la tige Hydra</i>	
		V. Tige de reprise/reconstruction	fixation diaphysaire	<i>la tige Uption</i>	
Gulow et al. 2007 [73] Van Oldenrijk et al. 2014 [38]	selon la zone de fixation	1. <i>Collum</i>	Resurfaçage et prothèses à stabilisation cervicale pure	<i>la tige CUT</i>	ne prend pas en compte les tiges de type <i>trochanter harming</i>
		2. <i>Partial Collum</i>	tige courbe à stabilisation par appui sur le Merkel, ostéotomie proximale du col	<i>la tige CFP/ Nanos</i>	
		3. <i>Trochanter Sparing</i>	tige à ostéotomie cervicale classique, sans ostéotomie du grand trochanter, comprend les tiges raccourcies	<i>la tige Vitae</i>	

Khanuja et al. 2014 [80]	selon la zone de transmission des contraintes	1. contraintes sur le col fémoral uniquement	ancrage cervical pur	<i>la tige Silent</i>	pas de notion de longueur de tige/ définie selon la transmission des contraintes et la géométrie prothétique/ exclut le resurfaçage
		2. contraintes sur le calcar	tige courbe à stabilisation par appui sur le Merkel, ostéotomie proximale du col, sous-groupes A à D selon design	<i>la tige Metha/ la tige CFP</i>	
		3. contraintes sur le calcar avec évasement latéral	ancrage métaphysaire avec expansion trochantérienne	<i>la tige Proxima/ la tige Custom</i>	
		4. tiges conventionnelles raccourcies	tiges à zone de transmission conventionnelle	<i>la tige Vitae</i>	
Falez et al. 2015 [81]	Selon le niveau d'ostéotomie	1. <i>Collum</i>	Resurfaçage et prothèses à stabilisation cervicale pure	<i>la tige CUT</i>	facilité d'usage, peu précise
		2. <i>Partial Collum</i>	tige courbe à stabilisation par appui sur le Merkel, ostéotomie proximale du col	<i>la tige CFP/ Nanos</i>	
		3. <i>Trochanter Sparing</i>	tige à ostéotomie cervicale classique, sans ostéotomie du grand trochanter, comprend les tiges raccourcies	<i>la tige Vitae</i>	
		4. <i>Trochanter Harming</i>	tiges nécessitant une ostéotomie cubique qui entame la fosse trochantérienne afin de permettre un remplissage maximal métaphysaire	<i>la tige Profemur Preserve/ la tige SMF</i>	
Gómez-García F et al. 2016 [82]	selon la zone de fixation, la géométrie, la zone de transmission des contraintes, la modularité, la cimentation ou non, le revêtement	nomenclature répartit de type: B/4.1/CSG1/SLP/FN/WoC/ CM.1/ PF/HMDS/Ti pour la tige Silent	regroupe après analyse des classifications, une classification exhaustive	<i>La tige Vitae: C/3.1/CSG2/ALP/ CM.3/DL/PF/CM DS/Ti</i>	exhaustive mais complexe et austère, utile pour comparer les résultats de prothèses et pour l'industrie mais encore non utilisée à ce jour
SFHG symposium 2018 [72]	selon la zone de fixation	1. stabilisation céphalique	Resurfaçage	<i>Birmingham hip resurfacing</i>	intuitive mais encore peu utilisée de manière internationale
		2. stabilisation cervicale	Prothèses à stabilisation cervicale pure	<i>la tige Silent</i>	
		3. stabilisation par appui sur le Merkel	4 sous-groupes selon la géométrie comprend les tiges	<i>la tige Metha / la tige CFP</i>	
		4. stabilisation métaphysaire	évasées latéralement	<i>la tige Proxima</i>	
		5. stabilisation métaphysodiaphysaire	comprend les tiges raccourcies	<i>la tige Vitae</i>	

De la classification à la comparaison :

Pour comparer nos résultats radiocliniques, nous avons besoin d'un groupe homogène de prothèses et nous avons utilisé la classification de *Falez et al.*[81] (Figure 12), aisée d'usage, qui se base sur le niveau d'ostéotomie mais qui surtout, est la plus utilisée dans la littérature internationale afin d'effectuer une bibliographie efficiente et de limiter au maximum le biais de recrutement.

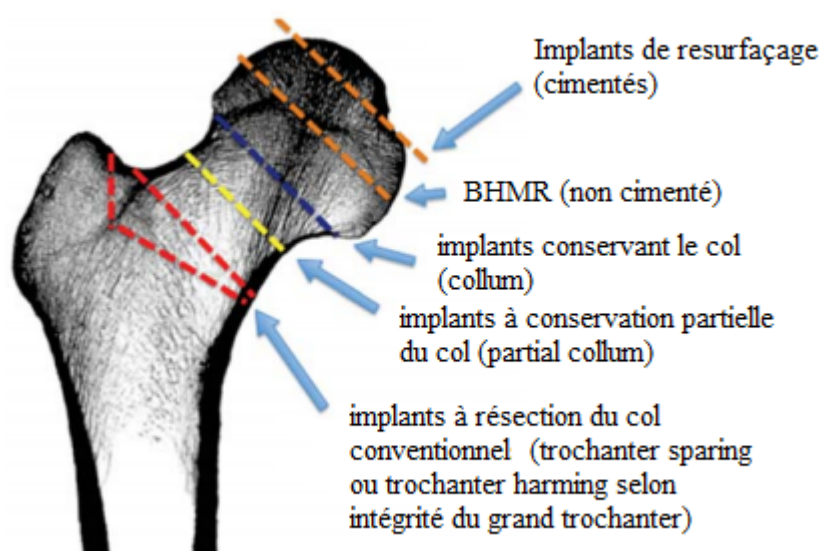


Figure 12. Concept de classification selon *Falez et al.*[81]

Nous rapportons donc les résultats de notre prothèse à ceux de la littérature internationale sur les prothèses de type 3 de *Falez* comme résumés dans le Tableau 9.

Tableau 9. Résultats radiocliniques des tiges courtes à résection du col conventionnelle (type 3 de *Falez*) à moyen terme.

Auteur	Niveau de preuve	Implant	Effectif	Recul (années)	Age	Genre (H/F)	IMC	HHS Préop	HHS	PMA	Migration	Nb de reprises / Nb de reprise pour descellement aseptique
Notre série	IV	Vitac®	43	6,6 (2,8-8,3)	62,5 (38-74)	25/18	27,4 (19,8-43,6)	53 (30-86)	95,4 (54-100)	10 préop, 17 post op	0,86mm [0,29-1,42]	3/0
Blakeney et al. (2020) [83]	IV	Profemur®	144	6,5 (4,4-7,3)	60,6 (22-92)	101/43	27,1 (14,5-42,4)	nc	nc	nc	0 >2 mm	2/0
Kim et al. (2019) [84]	IV	Proxima®	324	15,6 (14-17)	46,4 (25-49)	131/108	27,8 (21-38)	37 (19-49)	93 (80-100)	nc	nc	5/3
Innmann et al. (2019) [85]	IV	Fitmore®	227	7,7 (6-10)	60 (51-68)	86/92	26 (23-28)	59 (43-69)	97 (92-100)	nc	nc	2/1
Suksathien et al. (2018) [86]	IV	Metha®	83	5,8 (5-7)	43,8 (21-68)	67/16	22,7 (15,1-32,3)	44,7 (22,7-74)	99,6 (97-100)	nc	nc	2/0
Schnurr et al. (2017) [87]	IV	Metha®	1763	6 (1-11)	59 (18-82)	987 / 776	nc	nc	nc	nc	nc	72/10
Kim et al. (2016) [40]	IV	Proxima®	530	17,8 (13-20)	53 (20-64)	264/136	29 (26-37)	42 (12; 21-53)	95 (12; 65-100)	nc	0	2/ 0
Choi et al. (2016) [88]	IV	Proxima®	56	4,6	54 (26-77)	20/27	23,8 (18,9-33,1)	45 (15-58)	98 (85-100)	nc	0 >à 2 mm	0/0
Acklin et al. (2016) [89]	IV	Fitmore®	28	2	64 (22-75)	44/93	26 (19-36)	60 (30-80)	99 (83-100)	nc	0,39 mm [0,18- 0,6]	3/1
Bause et al. (2015) [90]	IV	Metha®	105	5 (2-6)	44,2	48/55	nc	nc	nc	nc	nc	3/1

Gruner et al. (2015) [59]	IV	Metha®	110	4	60,4	34/76	27,1	55,8	97,1	nc	nc	0/0
Thorey et al. (2013) [91]	IV	Metha®	151	5,8 ± 0,7 ans	55,7 ± 9,8	74/77	nc	46 ± 17	90 ± 5	nc	2	2/1
Wittenberg et al. (2013) [92]	IV	Metha®	250	4,9 (2,9-7,1)	60 (27-73)	105/145	27 (16-47)	50 (22-86)	97 (46-100)	nc	8 dont 1 seul >5mm	18/3
Ghanem et al. (2013) [93]	IV	GHE®	380	2	60	153/187	nc	nc	nc	nc	nc	11/4
Patel et al. (2012) * [94]	III	Citation®	91	3,0 (1,8-5,2)	57,5	42/47	27,9 (19,2–55,7)	55 (5–100)	93 (70-100)	nc	1	1/0
Molli et al. (2012) [95]	III	Taperlo c Micropl asty®	269	2,4 (0,1-5,2)	63 (27–91)	111/135	30,1 (19-60)	49,9	83,1	nc	nc	6/1
Santori et al. (2010) [96]	IV	Santori Custom®	109	8,0 (4,9 -14,1)	51 (21-71)	60/49	nc	44 (8-66)	95 (76-100)	nc	0	0/0
Goebel et al. (2009) [97]	IV	Mayo®	26	6,8 (5,6-7,3)	57,4 (36-79)	8/18	nc	nc	nc	6 préop, 17 postop	nc	3/0

(*cohorte <70 ans) (Les résultats sont présentés avec leur intervalle de confiance à 95% et leurs valeurs de dispersion à la moyenne.)

On constate ainsi le faible nombre d'études publiées sur les résultats à moyen terme des tiges courtes à ostéotomie conventionnelle du col comme le rapportait *Drosos et al.*[63] dans sa méta-analyse en 2019 puisque la majorité des études porte sur les types 2 (*Partial Collum*).

Nous remarquons que la majorité des scores cliniques sont excellents et que les migrations rapportées sont rares et de faible importance. Les taux de survie des tiges de type 3 sont comparables à ceux des tiges conventionnelles, ce que confirment les méta-analyses sur le sujet publiées jusqu'ici [38,98–101]. Tous ces auteurs s'accordent sur l'absence d'études à long recul qui malgré des résultats encourageants, empêchent d'établir des recommandations quant à l'utilisation de ces implants dans l'arsenal thérapeutique. Le seul fait remarquable étant qu'en considérant les prothèses à tiges courtes comme alternatives au resurfaçage de hanche, elles pourraient être amenées à le remplacer tant que le couple de frottement métal-métal n'aura pas été modifié[71], en accord avec une alerte sur le nombre élevé de complications du resurfaçage lancée par de nombreux pays[102]. La tenue de registres est importante car l'Australie fut la première à alerter la communauté chirurgicale sur le nombre inacceptable de complications[103]. Comme le souligne *Girard et al*[104], de nouveaux implants sont en conception et le devenir du marché des implants conservateurs sur le stock osseux demeure incertain.

Il convient de préciser que certaines de nos études rapportées[94,96] ont été réalisées par les concepteurs de l'implant étudié et que les résultats sont soumis à une profonde réserve. *Hauer et al.*[100] dans sa méta-analyse sur les tiges courtes, tout type confondu, rapportait 21 études considérées dépendantes des laboratoires sur 56 mais ne retrouvait pas de différence significative sur les résultats d'implants similaires entre analyses dépendantes et indépendantes.

Enfin, il nous paraît judicieux d'ajouter que la tige Vitae® a été suspendu sans déclaration de matériovigilance ni de complications recensées, le rapport de l'HAS 2016[105] déclarant le service rendu insuffisant devant l'absence de données permettant d'établir l'intérêt de cet implant.

Forces et limites :

La présente étude doit être interprétée dans la lumière de ses limites potentielles. Le nombre relativement faible de patients inclus est expliqué par toute démarche d'évaluation préliminaire d'innovation technologique, ce qu'était la tige Vitae® en 2011, conduisant à poser, avec mesure, 52 implants en 18 mois (à titre de comparaison, 627 arthroplasties de hanche furent réalisées dans notre centre en 2013).

Avec un recul moyen de 79 mois, nous avons eu 6 décès et 7 perdus de vue. Ainsi notre cohorte au dernier recul est de faible effectif, diminuant la puissance de l'étude, ce qui nous a amené à inclure les données complètes des patients décédés afin d'optimiser notre cohorte.

De plus, bien que les données aient été collectées de manière prospective, l'étude a été conçue de manière rétrospective, non randomisée, et n'a pas utilisé de groupe de contrôle. Il n'est donc pas possible de conclure directement sur la performance de notre implant par rapport à un autre.

Ensuite, nous n'avons pas utilisé d'analyse stéréophotogrammétrique pour évaluer la migration ; bien qu'invasive, cette technique est plus précise jusqu'à un seuil de détection pouvant aller jusqu'au 10^{ème} de celui obtenu par les techniques de mesure manuelles même sur radiographies numérisées[106].

Notre étude présente quelques points forts. Notre opérateur est un chirurgien expérimenté, rendant sa procédure chirurgicale reproductible et diminuant un éventuel facteur de confusion lié à la procédure chirurgicale. Il s'agit de l'étude à plus long recul sur cette tige et elle bénéficie d'une comparaison avec toutes les études publiées au même terme sur ce groupe de prothèses, les tiges de type 3. Cela permet au lecteur de faire une analyse critique pertinente sur l'état de l'art des tiges courtes à ostéotomie du col conventionnelle.

Conclusion

Malgré une inquiétude concernant la stabilité de la tige courte Vitae®, nos résultats démontrent une survie satisfaisante à moyen terme, qui restera à confirmer à plus long terme. Nous savons que les différentes tiges courtes ne sont pas comparables car elles sont inhomogènes et qu'elles méritent d'être étudiées sur différents paramètres. Nous savons aussi que les schémas de migration de certains modèles sont plus sensibles aux caractéristiques démographiques quand d'autres à l'instar de la Vitae®, semblent plus affectés par le *press-fit* et nous recommandons que chaque implant bénéficie d'analyses spécifiques et exhaustives, comprenant un score évaluant l'ostéointégration des implants.

Ainsi associé à l'étude méticuleuse des registres nationaux et au suivi d'implants par analyse stéréophotogrammétrique de Roentgen (RSA), le développement exponentiel des tiges courtes se doit de bénéficier de garde-fous qui alerteront le chirurgien sur les modèles les moins performants, au bénéfice du patient.

Conflits d'intérêt

Les auteurs déclarent ne pas avoir de conflit d'intérêt.

Bibliographie

- [1] Swedish Hip Arthroplasty Register Annual Report 2017. ResearchGate n.d. https://www.researchgate.net/publication/332607257_Swedish_Hip_Arthroplasty_Register_Annual_Report_2017 (accessed March 29, 2020).
- [2] 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).
- [3] Chandler HP, Reineck FT, Wixson RL, McCarthy JC. Total hip replacement in patients younger than thirty years old. A five-year follow-up study. *J Bone Joint Surg Am* 1981;63:1426–34.
- [4] Dorr LD, Takei GK, Conaty JP. Total hip arthroplasties in patients less than forty-five years old. *J Bone Joint Surg Am* 1983;65:474–9.
- [5] Sarmiento A, Ebramzadeh E, Gogan WJ, McKellop HA. Total hip arthroplasty with cement. A long-term radiographic analysis in patients who are older than fifty and younger than fifty years. *J Bone Joint Surg Am* 1990;72:1470–6.
- [6] Malchau H, Herberts P, Eisler T, Garellick G, Söderman P. The Swedish Total Hip Replacement Register. *JBJS* 2002;84:S2.
- [7] Bayliss LE, Culliford D, Monk AP, Glyn-Jones S, Prieto-Alhambra D, Judge A, et al. The effect of patient age at intervention on risk of implant revision after total replacement of the hip or knee: a population-based cohort study. *Lancet* 2017;389:1424–30. [https://doi.org/10.1016/S0140-6736\(17\)30059-4](https://doi.org/10.1016/S0140-6736(17)30059-4).
- [8] Norwegian National Advisory Unit on Arthroplasty and Hip Fractures 2019 n.d.
- [9] Mohaddes M, Naclér E, Kärrholm J, Malchau H, Odin D, Rolfson O. Implant survival and patient-reported outcome following total hip arthroplasty in patients 30 years or younger: a matched cohort study of 1,008 patients in the Swedish Hip Arthroplasty Register. *Acta Orthopaedica* 2019;90:249–52. <https://doi.org/10.1080/17453674.2019.1599776>.
- [10] Morrey BF, Adams RA, Kessler M. A conservative femoral replacement for total hip arthroplasty. A prospective study. *J Bone Joint Surg Br* 2000;82:952–8. <https://doi.org/10.1302/0301-620x.82b7.10420>.
- [11] Kerner J, Huiskes R, van Lenthe GH, Weinans H, van Rietbergen B, Engh CA, et al. Correlation between pre-operative periprosthetic bone density and post-operative bone loss in THA can be explained by strain-adaptive remodelling. *J Biomech* 1999;32:695–703. [https://doi.org/10.1016/s0021-9290\(99\)00041-x](https://doi.org/10.1016/s0021-9290(99)00041-x).
- [12] Wilkinson JM, Hamer AJ, Rogers A, Stockley I, Eastell R. Bone mineral density and biochemical markers of bone turnover in aseptic loosening after total hip arthroplasty. *J Orthop Res*

- 2003;21:691–6. [https://doi.org/10.1016/S0736-0266\(02\)00237-1](https://doi.org/10.1016/S0736-0266(02)00237-1).
- [13] Westphal FM, Bishop N, Puschel K, Morlock MM. Biomechanics of a new short-stemmed uncemented hip prosthesis: An in-vitro study in human bone. *Hip Int* 2006;16 Suppl 3:22–30. <https://doi.org/10.5301/hip.2009.716>.
- [14] Renkawitz T, Santori FS, Grifka J, Valverde C, Morlock MM, Learmonth ID. A new short uncemented, proximally fixed anatomic femoral implant with a prominent lateral flare: design rationals and study design of an international clinical trial. *BMC Musculoskelet Disord* 2008;9:147. <https://doi.org/10.1186/1471-2474-9-147>.
- [15] Reimeringer M, Nuño N, Desmarais-Trépanier C, Lavigne M, Vendittoli PA. The influence of uncemented femoral stem length and design on its primary stability: a finite element analysis. *Comput Methods Biomech Biomed Engin* 2013;16:1221–31. <https://doi.org/10.1080/10255842.2012.662677>.
- [16] Yamako G, Chosa E, Totoribe K, Watanabe S, Sakamoto T. Trade-off between stress shielding and initial stability on an anatomical cementless stem shortening: in-vitro biomechanical study. *Med Eng Phys* 2015;37:820–5. <https://doi.org/10.1016/j.medengphy.2015.05.017>.
- [17] Krismer M, Biedermann R, Stöckl B, Fischer M, Bauer R, Haid C. The prediction of failure of the stem in THR by measurement of early migration using EBRA-FCA. *The Journal of Bone and Joint Surgery British Volume* 1999;81-B:273–80. <https://doi.org/10.1302/0301-620X.81B2.0810273>.
- [18] Chow I, Patel RM, Stulberg SD. Short Stem Metaphyseal-Engaging Femoral Implants: A Case-Controlled Radiographic and Clinical Evaluation with Eight Year Follow-Up. *The Journal of Arthroplasty* 2015;30:600–6. <https://doi.org/10.1016/j.arth.2014.01.003>.
- [19] 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.
- [20] D'Aubigné RM, Postel M. FUNCTIONAL RESULTS OF HIP ARTHROPLASTY WITH ACRYLIC PROSTHESIS. *JBJS* 1954;36:451–475.
- [21] Ware JE, Sherbourne CD. The MOS 36-item short-form health survey (SF-36). I. Conceptual framework and item selection. *Med Care* 1992;30:473–83.
- [22] Götze C, Ehrenbrink J, Ehrenbrink H. [Is there a bone-preserving bone remodelling in short-stem prosthesis? DEXA analysis with the Nanos total hip arthroplasty]. *Z Orthop Unfall* 2010;148:398–405. <https://doi.org/10.1055/s-0030-1250151>.
- [23] Brooker AF, Bowerman JW, Robinson RA, Riley LH. Ectopic ossification following total hip replacement. Incidence and a method of classification. *J Bone Joint Surg Am* 1973;55:1629–32.
- [24] Clohisy JC, Carlisle JC, Beaulé PE, Kim Y-J, Trousdale RT, Sierra RJ, et al. A systematic approach to

- the plain radiographic evaluation of the young adult hip. *J Bone Joint Surg Am* 2008;90 Suppl 4:47–66. <https://doi.org/10.2106/JBJS.H.00756>.
- [25] Messamore WG, Vopat MLG, Helsper EA, Bachinskas AJ, Nentwig MJ, Bhargava T. Short-Term Radiographic Evaluation of a Tri-Tapered Femoral Stem in Direct Anterior Total Hip Arthroplasty. *Kans J Med* 2020;13:51–5.
- [26] Dorr LD, Faugere MC, Mackel AM, Gruen TA, Bognar B, Malluche HH. Structural and cellular assessment of bone quality of proximal femur. *Bone* 1993;14:231–42. [https://doi.org/10.1016/8756-3282\(93\)90146-2](https://doi.org/10.1016/8756-3282(93)90146-2).
- [27] Bonin N, Jacquot L, Boulard L, Reynaud P, Saffarini M, Lustig S. How to best measure femoral length and lateralisation after total hip arthroplasty on antero-posterior pelvic radiographs. *Int Orthop* 2016;40:2479–85. <https://doi.org/10.1007/s00264-016-3145-z>.
- [28] Gruen TA, McNeice GM, Amstutz HC. “Modes of failure” of cemented stem-type femoral components: a radiographic analysis of loosening. *Clin Orthop Relat Res* 1979:17–27.
- [29] ENGH CA, MASSIN P, SUTHERS KE. Roentgenographic assessment of the biologic fixation of porous-surfaced femoral components. *Clin Orthop Relat Res* 1990:107–28.
- [30] Burt CF, Garvin KL, Otterberg ET, Jardon OM. A femoral component inserted without cement in total hip arthroplasty. A study of the Tri-Lock component with an average ten-year duration of follow-up. *J Bone Joint Surg Am* 1998;80:952–60. <https://doi.org/10.2106/00004623-199807000-00003>.
- [31] Ulivi M, Orlandini LC, Meroni V, Lombardo MDM, Peretti GM. Clinical Performance, Patient Reported Outcome, and Radiological Results of a Short, Tapered, Porous, Proximally Coated Cementless Femoral Stem: Results up to Seven Years of Follow-Up. *J Arthroplasty* 2018;33:1133–8. <https://doi.org/10.1016/j.arth.2017.11.046>.
- [32] Kim SS, Kim HJ, Kim KW, Jung YH, Heo SY. Comparative Analysis between Short Stem and Conventional Femoral Stem in Patients with Osteonecrosis of Femoral Head: Metha Stem and Excia Stem. *Orthop Surg* 2020. <https://doi.org/10.1111/os.12684>.
- [33] Jahnke A, Engl S, Seeger JB, Basad E, Rickert M, Ishaque BA. Influences of fit and fill following hip arthroplasty using a cementless short-stem prosthesis. *Arch Orthop Trauma Surg* 2015;135:1609–14. <https://doi.org/10.1007/s00402-015-2302-y>.
- [34] Ramy Belhouane, Eric Havet, Antoine Gabrion, Massinissa Dehl, Yassine Bulaid, Patrice Mertl. Total hip arthroplasty using a modular “short-stem” femoral prosthesis vs. a standard prosthesis: a five-year follow-up study n.d. <http://www.actaorthopaedica.be/archive/volume-86/e-supplement-1/original-studies/total-hip-arthroplasty-using-a-modular-short-stem-femoral-prosthesis-vs-a-standard-prosthesis-a-five/> (accessed June 14, 2020).

- [35] Engh CA, O'Connor D, Jasty M, McGovern TF, Bobyn JD, Harris WH. Quantification of implant micromotion, strain shielding, and bone resorption with porous-coated anatomic medullary locking femoral prostheses. *Clin Orthop Relat Res* 1992;13–29.
- [36] Sa A. The AOANJRR is funded by the Australian Government Department of Health n.d.:380.
- [37] Labek G, Thaler M, Janda W, Agreiter M, Stöckl B. Revision rates after total joint replacement: cumulative results from worldwide joint register datasets. *J Bone Joint Surg Br* 2011;93:293–7. <https://doi.org/10.1302/0301-620X.93B3.25467>.
- [38] van Oldenrijk J, Molleman J, Klaver M, Poolman RW, Haverkamp D. Revision rate after short-stem total hip arthroplasty: a systematic review of 49 studies. *Acta Orthop* 2014;85:250–8. <https://doi.org/10.3109/17453674.2014.908343>.
- [39] ODEP > Products 2020. <http://www.odep.org.uk/products.aspx> (accessed April 26, 2020).
- [40] Kim Y-H, Park J-W, Kim J-S. Metaphyseal Engaging Short and Ultra-Short Anatomic Cementless Stems in Young and Active Patients. *J Arthroplasty* 2016;31:180–5. <https://doi.org/10.1016/j.arth.2015.07.029>.
- [41] Teloken MA, Bissett G, Hozack WJ, Sharkey PF, Rothman RH. Ten to fifteen-year follow-up after total hip arthroplasty with a tapered cobalt-chromium femoral component (tri-lock) inserted without cement. *J Bone Joint Surg Am* 2002;84:2140–4. <https://doi.org/10.2106/00004623-200212000-00003>.
- [42] Lidder S, Epstein DJ, Scott G. A systematic review of short metaphyseal loading cementless stems in hip arthroplasty. *Bone Joint J* 2019;101-B:502–11. <https://doi.org/10.1302/0301-620X.101B5.BJJ-2018-1199.R1>.
- [43] Malchau H, Bragdon CR, Muratoglu OK. The stepwise introduction of innovation into orthopedic surgery: the next level of dilemmas. *J Arthroplasty* 2011;26:825–31. <https://doi.org/10.1016/j.arth.2010.08.007>.
- [44] Kutzner KP, Kovacevic MP, Freitag T, Fuchs A, Reichel H, Bieger R. Influence of patient-related characteristics on early migration in calcar-guided short-stem total hip arthroplasty: a 2-year migration analysis using EBRA-FCA. *J Orthop Surg Res* 2016;11:29. <https://doi.org/10.1186/s13018-016-0363-4>.
- [45] Freitag T, Fuchs M, Woelfle-Roos JV, Reichel H, Bieger R. Mid-term migration analysis of a femoral short-stem prosthesis: a five-year EBRA-FCA-study. *Hip Int* 2019;29:128–33. <https://doi.org/10.1177/1120700018772277>.
- [46] Gustke K. Short stems for total hip arthroplasty. *The Journal of Bone and Joint Surgery British Volume* 2012;94-B:47–51. <https://doi.org/10.1302/0301-620X.94B11.30677>.
- [47] Mahmoud AN, Kesteris U, Flivik G. Stable migration pattern of an ultra-short anatomical

- uncemented hip stem: a prospective study with 2 years radiostereometric analysis follow-up. *Hip Int* 2017;27:259–66. <https://doi.org/10.5301/hipint.5000458>.
- [48] McTighe, Dr. HS (hc) T, Keggi, MD J, Stulberg, MD D, Keppler, MD L, Brazil, PhD D, McPherson, MD E. Total Hip Stem Classification System. *JISRF* 2014;4:24–8. <https://doi.org/10.15438/rr.v4i2.70>.
- [49] Mantelli P, Fioruzzi A, Bisogno L, Fioruzzi C, Fusco U, Olivieri M, et al. Short femoral stem and porous titanium: winning combination? *Acta Biomed* 2014;85 Suppl 2:71–4.
- [50] Leali A. Preventing venous thromboembolism after total joint replacement. A multifactorial approach. *Arch Phys Med Rehabil* 2003;84:E18.
- [51] Markmiller M, Weiß T, Kreuz P, Rüter A, Konrad G. Partial weightbearing is not necessary after cementless total hip arthroplasty. *International Orthopaedics (SICOT)* 2011;35:1139–43. <https://doi.org/10.1007/s00264-010-1089-2>.
- [52] Thien TM, Ahnfelt L, Eriksson M, Strömberg C, Kärrholm J. Immediate weight bearing after uncemented total hip arthroplasty with an anteverted stem: a prospective randomized comparison using radiostereometry. *Acta Orthop* 2007;78:730–8. <https://doi.org/10.1080/17453670710014491>.
- [53] Floerkemeier T, Schwarze M, Hurschler C, Gronewold J, Windhagen H, von Lewinski G, et al. The Influence of Tribological Pairings and Other Factors on Migration Patterns of Short Stems in Total Hip Arthroplasty. *Biomed Res Int* 2017;2017:8756432. <https://doi.org/10.1155/2017/8756432>.
- [54] Stihsen C, Radl R, Keshmiri A, Rehak P, Windhager R. Subsidence of a cementless femoral component influenced by body weight and body mass index. *Int Orthop* 2012;36:941–7. <https://doi.org/10.1007/s00264-011-1360-1>.
- [55] Gkagkalis G, Goetti P, Mai S, Meinecke I, Helmy N, Bosson D, et al. Cementless short-stem total hip arthroplasty in the elderly patient - is it a safe option?: a prospective multicentre observational study. *BMC Geriatr* 2019;19:112. <https://doi.org/10.1186/s12877-019-1123-1>.
- [56] Morales de Cano JJ, Gordo C, Canosa Areste J. Short femoral stem in total hip arthroplasty: stable fixation and low complication rates in elderly patients. *Hip Int* 2017;27:311–6. <https://doi.org/10.5301/hipint.5000470>.
- [57] Kim Y-H, Park J-W, Kim J-S. Ultra-Short Versus Conventional Uncemented Stems for Hip Replacement in Octogenarians. *Orthopedics* 2018;41:28–34. <https://doi.org/10.3928/01477447-20171106-01>.
- [58] Drosos GI, Tottas S, Kougioumtzis I, Tilkeridis K, Chatzipapas C, Ververidis A. Total hip replacement using MINIMA® short stem: A short-term follow-up study. *World J Orthop*

- 2020;11:232–42. <https://doi.org/10.5312/wjo.v11.i4.232>.
- [59] Gruner A, Heller K-D. Patient selection for shorter femoral stems. *Orthopedics* 2015;38:S27-32. <https://doi.org/10.3928/01477447-20150215-53>.
- [60] Kutzner KP, Freitag T, Bieger R. Defining ‘undersizing’ in short-stem total hip arthroplasty: the importance of sufficient contact with the lateral femoral cortex: *HIP International* 2020. <https://doi.org/10.1177/1120700020940276>.
- [61] Hussein A, Nooh A, Tanzer D, Smith K, Tanzer M. Washing the Femoral Canal Results in More Predictable Seating of a Short, Tapered Femoral Stem. *J Arthroplasty* 2018;33:3220–5. <https://doi.org/10.1016/j.arth.2018.05.047>.
- [62] Schaer MO, Finsterwald M, Holweg I, Dimitriou D, Antoniadis A, Helmy N. Migration analysis of a metaphyseal-anchored short femoral stem in cementless THA and factors affecting the stem subsidence. *BMC Musculoskelet Disord* 2019;20:604. <https://doi.org/10.1186/s12891-019-2980-7>.
- [63] Drosos GI, Touzopoulos P. Short stems in total hip replacement: evidence on primary stability according to the stem type. *Hip Int* 2019;29:118–27. <https://doi.org/10.1177/1120700018811811>.
- [64] The surgery of the osteo-arthritic hip - Wiles - 1958 - *BJS (British Journal of Surgery)* - Wiley Online Library 2020. <https://bjssjournals.onlinelibrary.wiley.com/doi/abs/10.1002/bjs.18004519315> (accessed April 25, 2020).
- [65] 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.
- [66] Jasty M, Maloney WJ, Bragdon CR, O'Connor DO, Haire T, Harris WH. The initiation of failure in cemented femoral components of hip arthroplasties. *J Bone Joint Surg Br* 1991;73:551–8.
- [67] The Swedish Hip Arthroplasty Register · Svenska höftprotesregistret n.d. <https://shpr.registercentrum.se/in-english/the-swedish-hip-arthroplasty-register/p/ryouZwaoe> (accessed August 4, 2020).
- [68] Amstutz HC, Namba R. Cementless femoral fixation using porous ingrowth fixation. *Hip arthroplasty*, New York: Churchill Livingstone: 1991, p. 285–93.
- [69] Jasty M, Krushell R, Zalenski E, O'Connor D, Sedlacek R, Harris W. The contribution of the nonporous distal stem to the stability of proximally porous-coated canine femoral components. *J Arthroplasty* 1993;8:33–41. [https://doi.org/10.1016/s0883-5403\(06\)80105-1](https://doi.org/10.1016/s0883-5403(06)80105-1).
- [70] Walker PS, Culligan SG, Hua J, Muirhead-Allwood SK, Bentley G. The Effect of a Lateral Flare Feature on Uncemented Hip Stems. *HIP International* 1999;9:71–80.

<https://doi.org/10.1177/112070009900900210>.

- [71] Gallart X, Riba J, Fernández-Valencia JA, Bori G, Muñoz-Mahamud E, Combalia A. Hip prostheses in young adults. Surface prostheses and short-stem prostheses. *Rev Esp Cir Ortop Traumatol* 2018;62:142–52. <https://doi.org/10.1016/j.recot.2017.10.014>.
- [72] Mertl P, Hutten D. *La prothèse totale de hanche dans tous ses états*. Elsevier Masson. n.d.
- [73] Gulow J, Scholz R, Freiherr von Salis-Soglio G. [Short-stemmed endoprostheses in total hip arthroplasty]. *Orthopade* 2007;36:353–9. <https://doi.org/10.1007/s00132-007-1071-x>.
- [74] Patel RM, Stulberg SD. The rationale for short uncemented stems in total hip arthroplasty. *Orthop Clin North Am* 2014;45:19–31. <https://doi.org/10.1016/j.ocl.2013.08.007>.
- [75] Choy GGH, Roe JA, Whitehouse SL, Cashman KS, Crawford RW. Exeter short stems compared with standard length Exeter stems: experience from the Australian Orthopaedic Association National Joint Replacement Registry. *J Arthroplasty* 2013;28:103–109.e1. <https://doi.org/10.1016/j.arth.2012.06.016>.
- [76] Feyen H, Shimmin AJ. Is the length of the femoral component important in primary total hip replacement? *Bone Joint J* 2014;96-B:442–8. <https://doi.org/10.1302/0301-620X.96B4.33036>.
- [77] Gómez-García F, Fernández-Fairen M, Espinosa-Mendoza RL. A proposal for the study of cementless short-stem hip prostheses. *Acta Ortop Mex* 2016;30:204–15.
- [78] Loppini M, Grappiolo G. Uncemented short stems in primary total hip arthroplasty: The state of the art. *EFORT Open Rev* 2018;3:149–59. <https://doi.org/10.1302/2058-5241.3.170052>.
- [79] Learmonth ID. Conservative stems in total hip replacement. *Hip Int* 2009;19:195–200. <https://doi.org/10.1177/112070000901900301>.
- [80] Khanuja HS, Banerjee S, Jain D, Pivec R, Mont MA. Short bone-conserving stems in cementless hip arthroplasty. *J Bone Joint Surg Am* 2014;96:1742–52. <https://doi.org/10.2106/JBJS.M.00780>.
- [81] Falez F, Casella F, Papalia M. Current concepts, classification, and results in short stem hip arthroplasty. *Orthopedics* 2015;38:S6–13. <https://doi.org/10.3928/01477447-20150215-50>.
- [82] gomez. A proposal for the study of cementless short-stem hip prostheses. *ACTA ORTOPÉDICA MEXICANA* n.d.:19.
- [83] Blakeney WG, Lavigne M, Beaulieu Y, Puliero B, Vendittoli P-A. Mid-term results of total hip arthroplasty using a novel uncemented short femoral stem with metaphyso-diaphyseal fixation. *Hip Int* 2020;1120700020903451. <https://doi.org/10.1177/1120700020903451>.
- [84] Kim Y-H, Park J-W. Long-Term Outcomes of Ultra-Short Metaphyseal-Fitting Anatomic Cementless Femoral Stem in Total Hip Arthroplasty With Ceramic-on-Ceramic Articulation for Young Patients. *J Arthroplasty* 2019;34:2427–33.

<https://doi.org/10.1016/j.arth.2019.04.036>.

- [85] Innmann MM, Weishorn J, Bruckner T, Streit MR, Walker T, Gotterbarm T, et al. Fifty-six percent of proximal femoral cortical hypertrophies 6 to 10 years after Total hip arthroplasty with a short Cementless curved hip stem – a cause for concern? *BMC Musculoskelet Disord* 2019;20. <https://doi.org/10.1186/s12891-019-2645-6>.
- [86] Suksathien Y, Sueajui J. Mid-term results of short stem total hip arthroplasty in patients with osteonecrosis of the femoral head. *Hip Int* 2019;29:603–8. <https://doi.org/10.1177/1120700018816011>.
- [87] Schnurr C, Schellen B, Dargel J, Beckmann J, Eysel P, Steffen R. Low Short-Stem Revision Rates: 1-11 Year Results From 1888 Total Hip Arthroplasties. *J Arthroplasty* 2017;32:487–93. <https://doi.org/10.1016/j.arth.2016.08.009>.
- [88] Choi YW, Kim S-G. The Short-term Clinical Outcome of Total Hip Arthroplasty Using Short Metaphyseal Loading Femoral Stem. *Hip Pelvis* 2016;28:82–9. <https://doi.org/10.5371/hp.2016.28.2.82>.
- [89] Acklin YP, Jenni R, Bereiter H, Thalmann C, Stoffel K. Prospective clinical and radiostereometric analysis of the Fitmore short-stem total hip arthroplasty. *Arch Orthop Trauma Surg* 2016;136:277–84. <https://doi.org/10.1007/s00402-015-2401-9>.
- [90] Bause L. Short stem total hip arthroplasty in patients with rheumatoid arthritis. *Orthopedics* 2015;38:S46-50. <https://doi.org/10.3928/01477447-20150215-56>.
- [91] Thorey F, Hoefer C, Abdi-Tabari N, Lerch M, Budde S, Windhagen H. Clinical Results of the Metha Short Hip Stem: A Perspective for Younger Patients? *Orthop Rev (Pavia)* 2013;5. <https://doi.org/10.4081/or.2013.e34>.
- [92] Wittenberg RH, Steffen R, Windhagen H, Bücking P, Wilcke A. Five-year results of a cementless short-hip-stem prosthesis. *Orthop Rev (Pavia)* 2013;5. <https://doi.org/10.4081/or.2013.e4>.
- [93] Ghanem M, Farag M, Schneider P, Hitzler P, Gulow J, Freiherr von Salis-Soglio G. The short stem GHEs in total hip replacement - experience after 380 implantations. *GMS Interdiscip Plast Reconstr Surg DGPW* 2013;2:Doc16. <https://doi.org/10.3205/iprs000036>.
- [94] Patel RM, Smith MC, Woodward CC, Stulberg SD. Stable fixation of short-stem femoral implants in patients 70 years and older. *Clin Orthop Relat Res* 2012;470:442–9. <https://doi.org/10.1007/s11999-011-2063-z>.
- [95] Molli RG, Lombardi AV, Berend KR, Adams JB, Sneller MA. A short tapered stem reduces intraoperative complications in primary total hip arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res* 2012;470:450–61. <https://doi.org/10.1007/s11999-011-2068-7>.
- [96] Santori FS, Santori N. Mid-term results of a custom-made short proximal loading femoral

- component. *J Bone Joint Surg Br* 2010;92:1231–7. <https://doi.org/10.1302/0301-620X.92B9.24605>.
- [97] Goebel D, Schultz W. The Mayo cementless femoral component in active patients with osteoarthritis. *Hip Int* 2009;19:206–10. <https://doi.org/10.1177/112070000901900303>.
- [98] Are short-stem prostheses superior to conventional stem prostheses in primary total hip arthroplasty? A systematic review and meta-analysis of randomised controlled trials 2020. <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC6157567/> (accessed April 26, 2020).
- [99] Migliorini F, Driessen A, Colarossi G, El Mansy Y, Gatz M, Tingart M, et al. Short stems for total hip replacement among middle-aged patients. *Int Orthop* 2020. <https://doi.org/10.1007/s00264-020-04516-x>.
- [100] Hauer G, Vielgut I, Amerstorfer F, Maurer-Ertl W, Leithner A, Sadoghi P. Survival Rate of Short-Stem Hip Prostheses: A Comparative Analysis of Clinical Studies and National Arthroplasty Registers. *J Arthroplasty* 2018;33:1800–5. <https://doi.org/10.1016/j.arth.2018.01.017>.
- [101] Huo S-C, Wang F, Dong L-J, Wei W, Zeng J-Q, Huang H-X, et al. Short-stem prostheses in primary total hip arthroplasty: A meta-analysis of randomized controlled trials. *Medicine (Baltimore)* 2016;95:e5215. <https://doi.org/10.1097/MD.00000000000005215>.
- [102] Gallart X, Marín O. Información y asesoramiento para cirujanos ortopédicos: árbol de decisiones ante un paciente portador de prótesis con par de fricción metal-metal. *Revista Española de Cirugía Ortopédica y Traumatología* 2011;55:67–9. <https://doi.org/10.1016/j.recot.2010.12.007>.
- [103] Australian Orthopaedic Association National Joint Replacement [consultado 16 Nov 2017]. Disponible en: www.surfacehippy.info/pdf/australian-nat-reg-2011.pdf. n.d.
- [104] Girard J. Hip Resurfacing: International Perspectives. *HSS J* 2017;13:7–11. <https://doi.org/10.1007/s11420-016-9511-y>.
- [105] HAS. [https://www.has-sante.fr/upload/docs/evamed/CEPP-5006_TIGE%20PULCHRA_12_janvier_2016_\(5006\)_avis.pdf](https://www.has-sante.fr/upload/docs/evamed/CEPP-5006_TIGE%20PULCHRA_12_janvier_2016_(5006)_avis.pdf) n.d.
- [106] Bottner F, Su E, Nestor B, Azzis B, Sculco TP, Bostrom M. Radiostereometric Analysis: The Hip. *HSS J* 2005;1:94–9. <https://doi.org/10.1007/s11420-005-0114-2>.
- [107] Subsidence Pattern of a Cementless Straight Titanium Alloy Femoral Stem - A Radiographic Study with EBRA-FCA - C. Eingartner, T. Ilchmann, J. Dieter, K. Weise, 2005 n.d. <https://journals.sagepub.com/doi/10.1177/112070000501500204> (accessed August 19, 2020).

Annexe 2 : Score Postel-Merle d' Aubigné (PMA)[20]

Score	Douleur		Marche		Mobilité	
0	Permanente		Aucune		Ankylose	
1	Sévère nocturne		2 béquilles		Faible	
2	Sévère à la marche		2 cannes		<40° de flexion	
3	Supportable limite l'activité		1 canne en permanence, boiterie		Flexion 40-60°	
4	Modérée, pas au repos		1 canne longue marche		Flexion 60-80° Touche son pied	
5	Légère, activité normale		Sans canne, légère boiterie		Flexion 80-90° Abduction 15°	
6	Aucune		Normale		Flexion > 90° Abduction > 30°	

Annexe 3 : Medical Outcome Study Short Form – 36 (SF36)[21]

1. Dans l'ensemble, pensez-vous que votre santé est:

- ☐ Excellente
 ☐ Très bonne
 ☐ Bonne
 ☐ Médiocre
 ☐ Mauvaise

2. Par rapport à l'année dernière à la même époque, comment trouvez-vous votre état de santé en ce moment?

- ☐ Bien meilleur
 ☐ Plutôt meilleur
 ☐ À peu près pareil
 ☐ Plutôt moins bon
 ☐ Beaucoup moins bon

3. Les questions suivantes portent sur des activités quotidiennes.
Est-ce que votre santé vous limite dans ces activités?

Oui, beaucoup limité.e
 Oui, un peu limité.e
 Non, pas du tout limité.e

- | | | | |
|--|--------------------------|--------------------------|--------------------------|
| a. Efforts physiques importants tels que courir, soulever un objet lourd, faire du sport, etc. | ☐ | ☐ | ☐ |
| b. Efforts physiques modérés tels que déplacer une table, passer l'aspirateur, jouer aux quilles, etc. | ☐ | ☐ | ☐ |
| c. Soulever et porter les courses. | ☐ | ☐ | ☐ |
| d. Monter plusieurs étages par l'escalier. | ☐ | ☐ | ☐ |
| e. Monter un étage par l'escalier. | ☐ | ☐ | ☐ |
| f. Se pencher en avant, se mettre à genoux, s'accroupir. | ☐ | ☐ | ☐ |
| g. Marcher plus d'un kilomètre à pied. | ☐ | ☐ | ☐ |
| h. Marcher plusieurs centaines de mètres. | ☐ | ☐ | ☐ |
| i. Marcher une centaine de mètres. | ☐ | ☐ | ☐ |
| j. Prendre un bain, une douche ou s'habiller. | ☐ | ☐ | ☐ |

4. Au cours de ces 4 dernières semaines, avez-vous eu certains des problèmes suivants à votre travail ou pendant vos activités quotidiennes suite à votre état de santé **physique**?

Oui Non

- | | | |
|--|--------------------------|--------------------------|
| a. Avez-vous réduit le temps passé à votre travail? | ☐ | ☐ |
| b. Avez-vous accompli moins de choses que ce que vous auriez souhaité? | ☐ | ☐ |
| c. Avez-vous dû arrêter de faire certaines choses? | ☐ | ☐ |
| d. Avez-vous eu des difficultés à faire votre travail ou toute autre activité? | ☐ | ☐ |

5. Au cours de ces 4 dernières semaines, avez-vous eu certains des problèmes suivants à votre travail ou pendant vos activités quotidiennes suite à votre état de santé **émotionnelle**?

Oui Non

- | | | |
|---|--------------------------|--------------------------|
| a. Avez-vous réduit le temps passé à votre travail? | ☐ | ☐ |
| b. Avez-vous accompli moins de choses que ce que vous auriez souhaité? | ☐ | ☐ |
| c. Avez-vous eu des difficultés à faire ce que vous aviez à faire avec autant de soin et d'attention? | ☐ | ☐ |

6. Au cours de ces 4 dernières semaines, dans quelle mesure est-ce que votre état de santé, physique ou émotionnelle vous a gêné dans votre vie ou vos relations avec les autres, votre famille, vos amis, vos connaissances?

☐ Pas du tout ☐ Un petit peu ☐ Moyennement ☐ Beaucoup ☐ Énormément

7. Au cours de ces 4 dernières semaines, quelle a été l'intensité de vos douleurs physiques?

☐ Nulle ☐ Très faible ☐ Faible ☐ Moyenne ☐ Grande ☐ Très grande

8. Au cours de ces 4 dernières semaines, dans quelle mesure vos douleurs physiques vous ont-elles limité.e dans votre travail ou vos activités domestiques?

☐ Pas du tout ☐ Un petit peu ☐ Moyennement ☐ Beaucoup ☐ Énormément

Les questions suivantes portent sur comment vous vous sentez et comment les choses sont allées pour vous au cours de ces 4 dernières semaines. Choisissez la réponse qui se rapproche le plus de ce que vous ressentez.

9. Au cours de ces 4 dernières semaines, y a-t-il eu des moments où:	En permanence	Très souvent	Souvent	Quelquefois	Rarement	Jamais
a. Vous vous êtes senti.e dynamique?	☐	☐	☐	☐	☐	☐
b. Vous vous êtes senti.e très nerveux.se?	☐	☐	☐	☐	☐	☐
c. Vous vous êtes senti.e si découragé.e que rien ne pouvait vous remonter le moral?	☐	☐	☐	☐	☐	☐
d. Vous vous êtes senti.e calme et détendu.e?	☐	☐	☐	☐	☐	☐
e. Vous vous êtes senti.e débordant.e d'énergie?	☐	☐	☐	☐	☐	☐
f. Vous vous êtes senti.e triste et abattu.e?	☐	☐	☐	☐	☐	☐
g. Vous vous êtes senti.e épuisé.e?	☐	☐	☐	☐	☐	☐
h. Vous vous êtes senti.e bien dans votre peau?	☐	☐	☐	☐	☐	☐
i. Vous vous êtes senti.e fatigué.e?	☐	☐	☐	☐	☐	☐

10. Au cours de ces 4 dernières semaines, dans quelle mesure vos douleurs physiques vous ont-elles limité.e dans votre travail ou vos activités domestiques?

☐ En permanence ☐ Très souvent ☐ Souvent ☐ Quelquefois ☐ Rarement ☐ Jamais

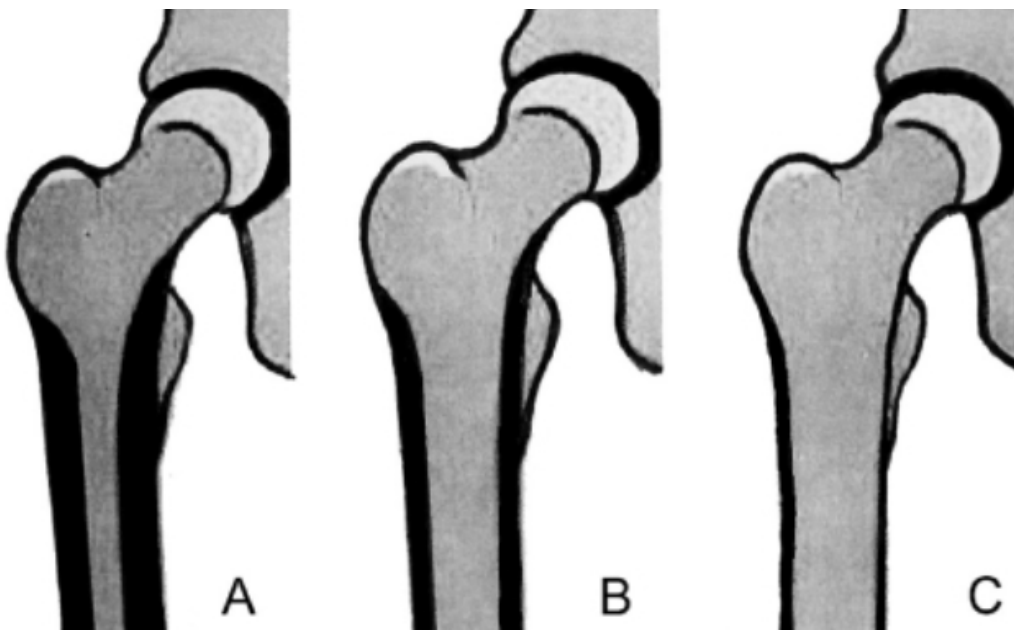
11. Dans quelle mesure chacun des énoncés suivants sont-ils vrai ou faux pour vous?	Totalement vrai	Plutôt vrai	Je ne sais pas	Plutôt faux	Totalement faux
a. Je tombe malade plus facilement que les autres.	☐	☐	☐	☐	☐
b. Je me porte aussi bien que n'importe qui.	☐	☐	☐	☐	☐
c. Je m'attends à ce que ma santé se dégrade.	☐	☐	☐	☐	☐
d. Je suis en parfaite santé.	☐	☐	☐	☐	☐

Annexe 4 : Classification des calcifications périprothétiques selon Brooker[23]

- Stade 1 : petit foyer d'ossification
- Stade 2 : ossifications provenant du fémur proximal ou du cotyle mais restant à >1 cm de la surface opposée
- Stade 3 : idem que le stade 2 mais <1 cm
- Stade 4 : ossification complète (ankylose) entre le fémur proximal et le cotyle

Annexe 5 : Classification de Dorr[26]

- A. Canal centromédullaire étroit, corticales épaisses (flûte de champagne)
- B. Canal centromédullaire modéré, corticales moyennes
- C. Canal centromédullaire large, corticales fines

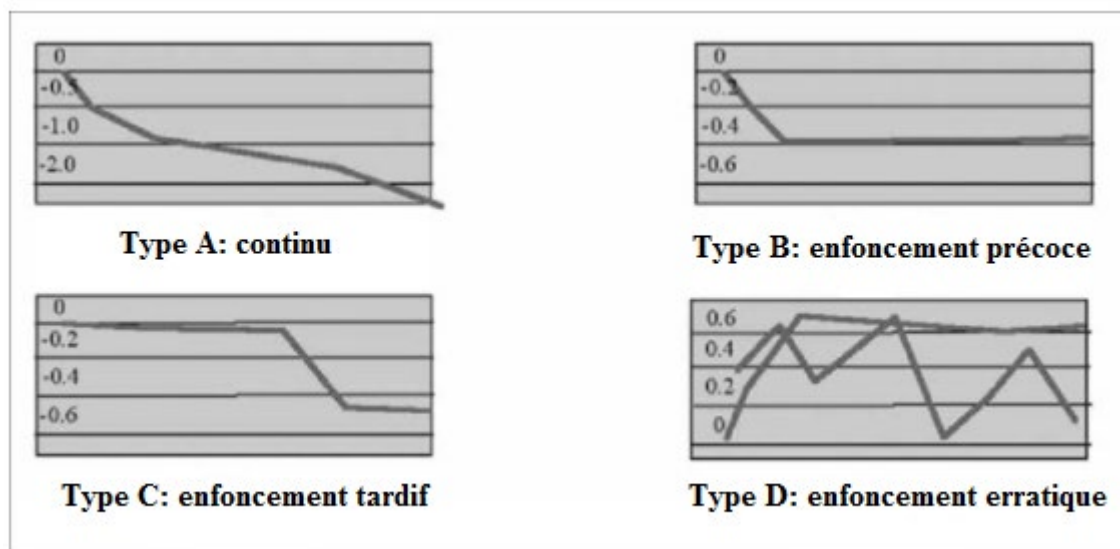


Annexe 6 : Score d'ostéointégration et son interprétation selon *Engh et Massin*[29]

Fixation	Zone réhabitable	Sans liseré 5	Liseré < 50% 0	Liseré > 50% -5
	Ponts osseux	Oui 5	Indéterminé 0	Non -2,5
Stabilité	Zone lisse	Sans liseré 5	Surface lisse non visible 0	Liseré extensif -5
	Piédestal	Non 2,5	Sous une tige stable 0	Piédestal sous une tige instable -3,5
	Détérioration zone réhabitable	Inchangée 2,5	Indéterminée 0	Liseré s'étendant -2,5
	Migration	Non 3	Indéterminée 0	Oui -5
	Calcar	Atrophie 3	Indéterminé 0	Hypertrophie -4
	Lacune osseuse	Non 1	Indéterminé 0	Oui -5

Score	Ostéointégration	Stabilité
> 10	Oui	-
Entre 0 et 10	Suspectée	Oui
Entre 0 et -10	Non	Oui
Encapsulation fibreuse <-10	Non	Non

Annexe 7 : Schémas d'enfoncement selon *Krismer* (schéma repris de *Eingartner et al.*[107], traduit en français pour notre étude)



Résumé

Introduction : La prévalence de l'arthroplastie totale de hanche augmente chez les patients jeunes. Or, la survie prothétique est plus faible dans cette population. Les tiges courtes ont été conçues dans ce sens mais les résultats concernent peu de modèles. L'objectif de l'étude était de rapporter les résultats de la tige Vitae®/Pulchra® (laboratoire Adler®) à moyen terme.

Matériels et Méthode : Il s'agissait d'une étude monocentrique, rétrospective des tiges Vitae® réalisées sur 52 patients entre novembre 2011 et juin 2013. Des données cliniques et radiologiques ont été recueillies en préopératoire puis en postopératoire. Nous avons analysé la survie de l'implant, les résultats radiocliniques, l'ostéointégration et les modèles de migration afin de trouver des facteurs de risque.

Résultats : 43 patients ont été inclus au dernier recul de 6,6 ans (25 hommes / 18 femmes). L'âge moyen était de 63,8 ans, l'IMC moyen était de 27,4 kg/m². Le taux de survie était de 92,4%. Il existait une augmentation significative du Harris Hip Score ($p < 0,001$), du score Postel Merle d'Aubigné ($p < 0,001$) et du SF-36. L'enfoncement moyen était de 0,86mm et la variation moyenne de 2,14°. Cette migration était surtout effective la première année ($p = 0,001$). Les facteurs de risque étaient le sous-dimensionnement et une ostéointégration faible.

Discussion : Notre implant, de type 3 de *Falez* présente un taux de survie satisfaisant à moyen terme avec des résultats radiocliniques comparables aux prothèses de sa catégorie et aux tiges conventionnelles. Le taux de survie des tiges Vitae® reste à évaluer dans des études à plus long terme, qui sont malheureusement trop peu nombreuses dans la famille des implants fémoraux conservateurs.

Mots-clés : Arthroplastie totale de hanche, Tige courte, Survie, Migration, Enfoncement

Abstract

Introduction: The prevalence of total hip arthroplasty is increasing in young patients. The prosthesis survival rate being lower in this population, the surgeon has to carry out the less invasive surgery possible with the use of adapted implants. Short stems were then conceived in this regard, but documented results concern only a few of them. We are reporting the results of the Vitae[®]/Pulchra[®] stem (Adler[®] laboratory) at midterm follow-up.

Materials and methods: This was a monocentric, retrospective study of Vitae[®] stems conducted on 52 patients between November 2011 and June 2013. Clinical and radiological data were collected preoperatively and then postoperatively. Implant survival, radioclinical findings, osseointegration and migration patterns were analyzed for risk factors.

Results: 43 patients were included in the last follow up of 6.6 years (25 men/18 women). Mean age was 63.8 years. Mean BMI was 27.4 kg/m². The survival rate was 92.4%. There was a significant increase of the Harris Hip score ($p < 0.001$), Postel Merle d'Aubigné score ($p < 0.001$) and the SF-36 test. The subsidence rate was 0.86mm and the mean varization was 2.14°. This migration was especially effective the first year ($p = 0.001$). The risk factors were under-sizing and low osteo-integration.

Discussion: Our implant, type 3 of the *Falez* classification, presents comparable survival rates with comparable radio-clinical results to the prosthesis of the same category and conventional length stems despite a short term concern as it stabilizes eventually. The Vitae[®] stem presents a satisfactory midterm survival rate that remains to be confirmed in longer-term studies, which are unfortunately rare in the area of conservative femoral implants.

Keywords: Total Hip Arthroplasty, Short Stem, Survival, Migration, Subsidence

Evaluation radioclinique à moyen terme de la tige courte Vitae® dans l'arthroplastie totale de hanche

Introduction : La prévalence de l'arthroplastie totale de hanche augmente chez les patients jeunes. Or, la survie prothétique est plus faible dans cette population. Les tiges courtes ont été conçues dans ce sens mais les résultats concernent peu de modèles. L'objectif de l'étude était de rapporter les résultats de la tige Vitae®/Pulchra® (laboratoire Adler®) à moyen terme.

Matériels et Méthode : Il s'agissait d'une étude monocentrique, rétrospective des tiges Vitae® réalisées sur 52 patients entre novembre 2011 et juin 2013. Des données cliniques et radiologiques ont été recueillies en préopératoire puis en postopératoire. Nous avons analysé la survie de l'implant, les résultats radiocliniques, l'ostéointégration et les modèles de migration afin de trouver des facteurs de risque.

Résultats : 43 patients ont été inclus au dernier recul de 6,6 ans (25 hommes / 18 femmes). L'âge moyen était de 63,8 ans, l'IMC moyen était de 27,4 kg/m². Le taux de survie était de 92,4%. Il existait une augmentation significative du Harris Hip Score ($p < 0,001$), du score Postel Merle d'Aubigné ($p < 0,001$) et du SF-36. L'enfoncement moyen était de 0,86mm et la varisation moyenne de 2,14°. Cette migration était surtout effective la première année ($p = 0,001$). Les facteurs de risque étaient le sous-dimensionnement et une ostéointégration faible.

Discussion : Notre implant, de type 3 de *Falez* présente un taux de survie satisfaisant à moyen terme avec des résultats radiocliniques comparables aux prothèses de sa catégorie et aux tiges conventionnelles. Le taux de survie des tiges Vitae® reste à évaluer dans des études à plus long terme, qui sont malheureusement trop peu nombreuses dans la famille des implants fémoraux conservateurs.

Mots-clés : Arthroplastie totale de hanche, Tige courte, Survie, Migration, Enfoncement

Midterm results of the Vitae® short stem in total hip arthroplasty

Introduction: The prevalence of total hip arthroplasty is increasing in young patients. The prosthesis survival rate being lower in this population, the surgeon has to carry out the less invasive surgery possible with the use of adapted implants. Short stems were then conceived in this regard, but documented results concern only a few of them. We are reporting the results of the Vitae®/Pulchra® stem (Adler® laboratory) at midterm follow-up.

Materials and methods: This was a monocentric, retrospective study of Vitae® stems conducted on 52 patients between November 2011 and June 2013. Clinical and radiological data were collected preoperatively and then postoperatively. Implant survival, radioclinical findings, osseointegration and migration patterns were analyzed for risk factors.

Results: 43 patients were included in the last follow up of 6.6 years (25 men/18 women). Mean age was 63.8 years. Mean BMI was 27.4 kg/m². The survival rate was 92.4%. There was a significant increase of the Harris Hip score ($p < 0.001$), Postel Merle d'Aubigné score ($p < 0.001$) and the SF-36 test. The subsidence rate was 0.86mm and the mean varization was 2.14°. This migration was especially effective the first year ($p = 0.001$). The risk factors were under-sizing and low osteo-integration.

Discussion: Our implant, type 3 of the *Falez* classification, presents comparable survival rates with comparable radio-clinical results to the prosthesis of the same category and conventional length stems despite a short term concern as it stabilizes eventually. The Vitae® stem presents a satisfactory midterm survival rate that remains to be confirmed in longer-term studies, which are unfortunately rare in the area of conservative femoral implants.

Keywords: Total Hip Arthroplasty, Short Stem, Survival, Migration, Subsidence