

# Apport de la planification 3D dans l'arthroplastie totale de hanche

H. SARI-ALI

## Introduction

L'objectif de l'arthroplastie totale de hanche est de supprimer les douleurs et de restaurer la fonction de cette articulation. Cependant, les demandes fonctionnelles des patients ne cessent d'augmenter avec désir de hanche oubliée et possibilité de pratiques sportives. Dans ce but, il faut restaurer une biomécanique de la hanche aussi proche que possible de la normale. Pour respecter ce cahier des charges, il est indispensable de procéder à une planification précise de l'arthroplastie afin d'analyser l'anatomie tridimensionnelle de la hanche, d'anticiper les difficultés techniques, d'optimiser le choix des implants ainsi que leur mode de fixation et de déterminer la voie d'abord la mieux adaptée.

Les paramètres anatomiques majeurs qui influencent la biomécanique de la hanche sont : 1) le centre de rotation (ou *center of rotation* [COR]) correspondant au centre de l'acétabulum natif, 2) les coordonnées du centre de la tête fémorale (CTF) qui incluent sa position sur la ligne craniocaudale et l'offset fémoral, et enfin 3) les antéversions fémorale et acétabulaire. La destruction articulaire crée un décalage entre le COR et le CTF correspondant à un déplacement initial (DI). L'implantation des composants prothétiques créera de plus une perturbation de ces deux centres : un déplacement acétabulaire (DA) du COR et un déplacement fémoral (DF) du CTF. L'objectif théorique de la reconstruction est de compenser les déplacements vectoriels ainsi engendrés afin d'obtenir un déplacement global nul (figure 3.1).

## Limites des planifications bidimensionnelles classiques

Les planifications (P) recommandées actuellement sont bidimensionnelles (2D), se fondant sur une radiographie antéropostérieure calibrée du bassin et utilisant des calques (digitaux ou non) à l'échelle. Cette technique 2D présente de nombreuses limites :

- elle est peu précise, comme l'attestent les données de la littérature qui montrent une précision variant de

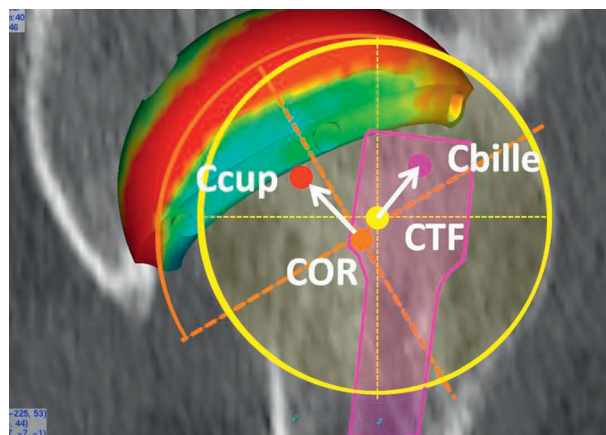


Figure 3.1. Détermination des centres natifs de l'acétabulum (COR) et du centre de la tête fémorale (CTF).

La planification 3D permet de calculer les altérations vectorielles induites pour le Centre cupule (Ccup) et le Centre bille (Cbille).

20 à 70 % pour la prédiction des tailles des implants définitifs [1–3]. Certaines planifications 3D (P3D) incluant l'analyse de la densité osseuse ont montré des précisions de 94 % à 100 % et une précision de planification deux fois plus élevée que les P2D pour les longueurs de membres, les offsets et les centres de rotations [4, 5];

- l'analyse 2D sous-estime l'offset fémoral de l'ordre de  $3,5 \pm 2,6$  mm avec des erreurs maximales de 13 mm [6]. Cette erreur est due à la combinaison de l'antéversion fémorale et d'un fréquent enraidissement en rotation externe de la hanche qui empêche de dérouler le col afin de mesurer l'offset réel. Une P2D peut ainsi aboutir à une diminution finale de l'offset fémoral avec un risque de luxation, de boiterie ou d'asymétrie de la marche;
- le P2D n'intègre pas l'analyse de la densité osseuse qui, en cas de très faible valeur, est corrélée à un risque plus élevé de fracture et de non-fixation;
- les antéversions acétabulaires et fémorales ne peuvent pas être analysées dans le P2D. Or, Sariali et al. [6] ont bien montré que les antéversions varient de 0 à 50° dans la coxarthrose primitive, même en

l'absence de dysplasie majeure. Ainsi, si on choisissait arbitrairement une antéversion systématique de  $20^\circ$ , cette valeur serait trop élevée pour certains patients générant ainsi un risque de luxation antérieure, et à l'inverse elle serait trop faible pour d'autres patients pouvant induire un risque de luxation postérieure. Enfin, plusieurs auteurs ont montré que les dimensions antéropostérieures et les dimensions médiolatérales du canal fémoral n'étaient pas corrélées [7]. La taille de la tige fémorale peut donc être imposée par la dimension sagittale du fémur, situation qui fausse la planification 2D de face.

Nous allons décrire la méthode de planification 3D fondée sur le scanner faible dose [8] que nous utilisons en pratique courante pour toutes les arthroplasties totales de hanche de première intention. Ces planifications utilisent le logiciel Hip-Plan® (Symbios, SA).

## Technique de planification 3D

### Analyse 3D des longueurs : détermination des objectifs d'allongement

L'inégalité de longueur des membres inférieurs (ILMI) se compose d'une partie intra-articulaire correspondant à l'usure ou à une dysplasie et d'une partie extra-articulaire segmentaire souvent séquentielle de troubles de la croissance ou de fractures de l'enfance. Dans notre expérience clinique, 34 % des patients sont plus longs en extra-articulaire du côté à opérer. Le patient doit en être informé car l'ILMI persistera en postopératoire.

Des plans et points caractéristiques sont repérés en 3D : le plan axial passant par la partie distale des échancrures cotyloïdiennes, le milieu des petits trochanters (figure 3.2), les sommets des grands trochanters, les

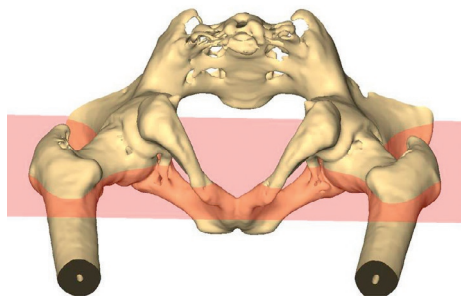


Figure 3.2. Le calcul des inégalités de longueur des membres inférieurs (ILMI) intra-articulaires nécessite la détermination 1) du plan axial passant par la partie distale des échancrures cotyloïdiennes et 2) le milieu des petits trochanters.

milieux des segments joignant le sommet des deux épines tibiales et le milieu des deux mortaises tibio-tarsiennes (figure 3.3). L'analyse 3D des longueurs évite les erreurs dues à des attitudes vicieuses fixées (adduction) ou secondaires à un flessum de hanche ou de genou qui induisent de faux raccourcissements de membre.

### Analyse de la densité osseuse : détermination du morphotype fémoral 3D

La densité osseuse calculée en métaphysaire en centromédullaire et en juxtacortical permet d'évaluer la difficulté du râpage fémoral ainsi que le risque de fracture. Cette densité est exprimée en unités Hounsfield (UH). En moyenne, la densité centromédullaire est de  $92 \pm 68$  UH [9]. Dans notre expérience, le passage des râpes devient difficile au-delà de 150 UH et un alésage motorisé sur guide souple est nécessaire au-delà de 250 UH.

Les densités faibles correspondent souvent à des fémurs vieillissés de type tuyau de poêle (de face et de profil) qui, dans notre expérience, sont plus à risque de fracture en cas d'utilisation d'implants sans ciment (figure 3.4A). Les densités élevées sont corrélés à des fortes courbures fémorales avec des morphotypes de type flûte de champagne (face et profil) (figure 3.4B). Cela nous pousse à proposer des implants fémoraux cimentés en cas de densité nulle ou négative et une fixation sans ciment dans les densités normales.

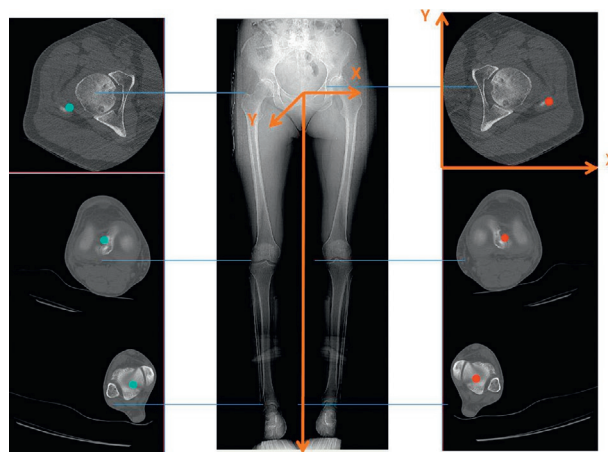


Figure 3.3. Techniques de calcul 3D des ILMI extra-articulaires. Repérage des sommets des grands trochanters, des milieux des genoux et des chevilles.

## Détermination du plan pelvien antérieur

Le calcul des antéversions acétabulaires doit se faire dans un plan anatomique indépendant de la position fonctionnelle. Très souvent, la position du bassin n'est pas contrôlée dans le scanner, ce qui génère des inclinaisons coronales, axiales et sagittales susceptibles d'induire des erreurs allant jusqu'à 15° ou 20° pour le calcul des antéversions acétabulaires [10]. Ce plan anatomique est le plan pelvien antérieur (PPA) qui passe par le sommet des deux épines iliaques antérosupérieures et qui est tangent aux épines pubiennes. En moyenne, le PPA est oblique en bas et en avant de  $5^\circ \pm 6^\circ$ .

## Détermination des centres acétabulaire (COR) et de tête fémorale (CTF) avant destruction : définition du déplacement initial (DI)

La détermination du centre de rotation natif de la hanche (COR) peut se faire à l'aide d'une hémisphère acétabulaire qui est posée tangentielllement à l'os sous-chondral. Une sphère superposée sur la tête fémorale permet de déterminer le centre natif de la tête fémorale (CTF). Dans une hanche normale, le COR et CTF sont confondus. Le vecteur joignant ces deux points correspond à l'usure et donne les corrections à réaliser en termes d'allongement et de médialisation ou latéralisation (voir figure 3.1).

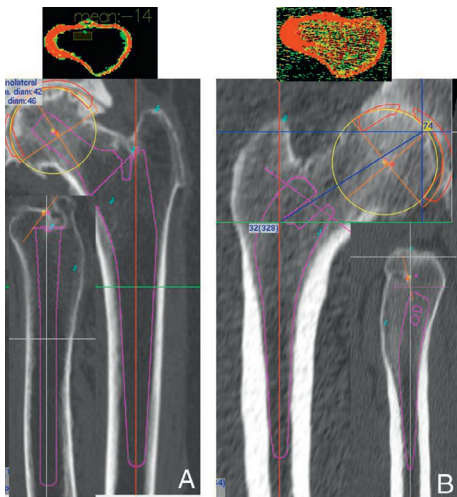


Figure 3.4. A. Densité osseuse nulle correspondant à un fémur vieilli de type tuyau de poêle. B. Densité osseuse élevée correspondant à un fémur de type flûte de champagne.

## Analyse de l'acétabulum et détermination des objectifs d'antéversion

La taille de la cupule à implanter correspond au diamètre antéropostérieur mesuré dans le plan axial à hauteur du centre de rotation. Nous préconisons généralement de poser la cupule sur l'arrière-fond sans l'effondrer et de restaurer l'antéversion anatomique native afin de diminuer le risque d'*impingement* [11].

En cas de bassin rétroversé et fixé avec absence complète de mobilité adaptative du bassin, le patient aura en permanence une antéversion acétabulaire élevée correspondant à celle obtenue normalement en position assise. Il est recommandé de diminuer l'antéversion acétabulaire afin de limiter le risque de luxation antérieure ou de contact de bord antérieur (*edge loading* antérieur) [12]. Dans ce cas, se pose également un problème technique lors du fraisage qui peut être difficile avec un risque de fraisage antérieur excessif (figure 3.5).

En cas de luxation congénitale de la hanche, nous préconisons soit de symétriser par rapport à la hanche controlatérale si celle-ci est saine, soit d'utiliser une valeur moyenne de 15° comme proposé par certains auteurs [13].

Afin de s'assurer de la stabilité primaire de la cupule, il est possible d'analyser la densité de l'os sous-chondral au contact de l'implant. Par expérience, la stabilité est obtenue si la cupule repose sur de l'os de densité > 200 UH, au moins en trois points : les deux parois et le toit (figure 3.6).

Une attention particulière doit être prêtée à la vallée du psoas qui, en cas d'exagération, doit faire choisir

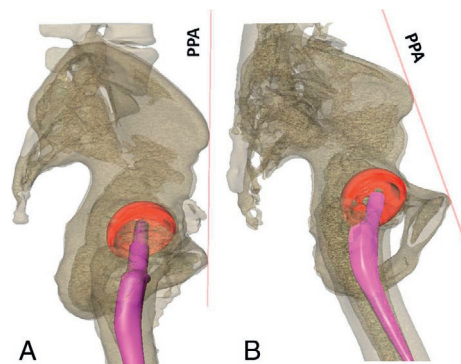


Figure 3.5. Le plan pelvien antérieur (PPA) est indiqué par une ligne rose.

A. Bassin mobile. B. Bassin rétroversé fixé. En cas de bassin rétroversé fixé, l'antéversion de la cupule peut être diminuée afin d'éviter une instabilité antérieure due à un défaut de mobilité adaptative du bassin en position couchée.

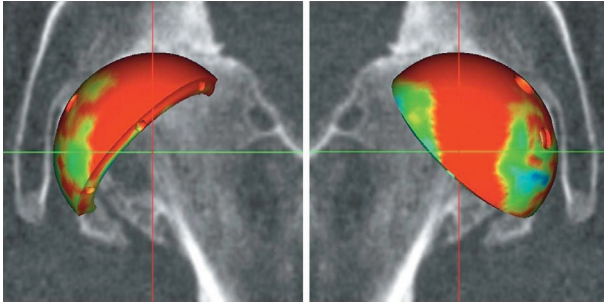


Figure 3.6. La projection de la densité de l'os en contact avec la cupule permet d'anticiper la stabilité primaire de celle-ci. Pour que la cupule soit stable, il faut qu'elle soit au contact avec de l'os de densité  $> 200$  UH au moins au niveau de trois points : les deux parois et le toit.

une taille de cupule plus petite pour éviter tout conflit avec le psoas (figure 3.7).

À ce stade, trois éléments peuvent également être analysés : 1) les ostéophytes à réséquer (arrière-fond, parois), 2) les géodes à greffer ainsi que 3) la distance entre l'arrière-fond et la lame quadrilatère. Si cette distance est faible voire nulle, le fraisage doit être doux et progressif car toute effraction de l'arrière-fond peut générer une fracture de la lame quadrilatère avec un risque d'instabilité primaire de l'implant (figure 3.8).

## Simulation de l'implantation de la cupule : détermination du déplacement acétabulaire induit

Une fois la simulation du fraisage et de l'implantation faite, des mesures 3D entre le bord de la cupule et le rebord osseux acétabulaire peuvent être réalisées afin d'aider à la reproduction de la position planifiée lors de la chirurgie (figure 3.9). Le fraisage induit une perturbation du COR notée déplacement acétabulaire. Généralement, il se produit une translation postéro-cranio-médiale générant un risque de laxité antéropostérieure.

## Détermination du plan d'élection fémorale et analyse du morphotype fémoral

L'analyse du fémur débute par la détermination du plan d'élection fémoral passant par l'axe de la diaphyse fémorale et orienté dans l'axe de la métaphyse fémorale supérieure (figure 3.10). À cette étape, le morphotype fémoral peut être déterminé en calculant les index d'évasement dans le plan coronal et sagittal [7].

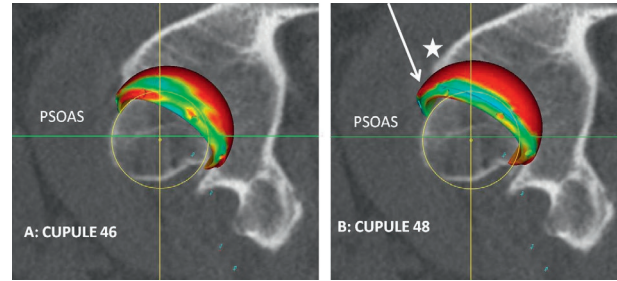


Figure 3.7. En cas de conflit potentiel avec le psoas (B), on peut être amené à diminuer le diamètre de la cupule (A) ou à modifier la technique de fraisage.

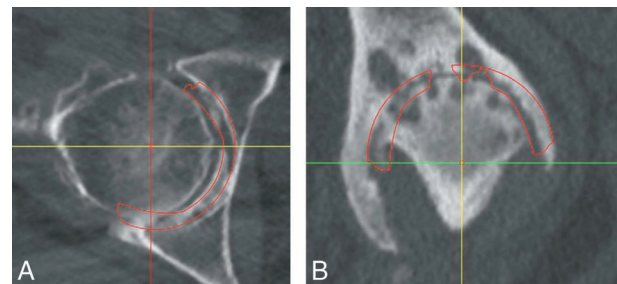


Figure 3.8. A. Situation à risque d'instabilité primaire de la cupule en cas d'effraction de l'arrière-fond qui, dans ce cas, est confondu avec la lame quadrilatère. B. Localisation des géodes à éviter et à greffer impérativement.

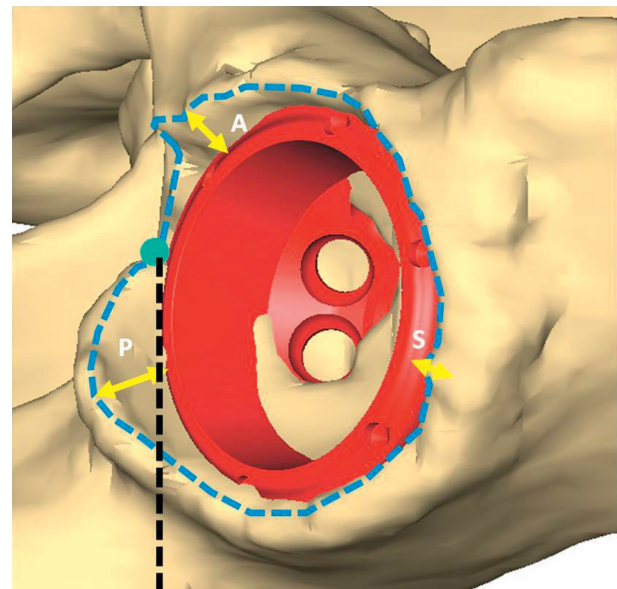


Figure 3.9. Des mesures 3D entre le bord de la cupule et le rebord osseux acétabulaire peuvent être faites afin d'aider à la reproduction de la position planifiée lors de la chirurgie.

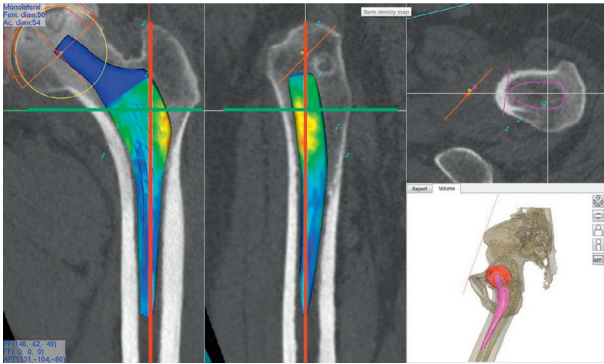


Figure 3.10. Détermination du plan d'élection fémoral : passant par l'axe du fémur et parallèle à l'axe métaphysaire fémoral supérieure.

## Choix du type d'implant et simulation de l'implantation de la tige : détermination du déplacement fémoral induit

La simulation de l'implantation de la tige se fait simultanément sur les trois vues coronale, sagittale et axiale (figure 3.10). La taille idéale de l'implant est jugée sur le taux de remplissage et de congruence fémorale. Afin d'avoir une vision 3D intégrée, une visualisation en temps réel des densités de l'os en contact avec la totalité de l'implant permet de positionner celui-ci dans le canal fémoral et d'anticiper la position définitive de la tige (figure 3.10). L'implantation de la tige peut induire une perturbation du centre de la tête fémorale impliquant : la longueur du membre, l'offset fémoral et l'antéversion fémorale native. La perturbation du CTF est notée : déplacement de tête fémorale (DF).

## Analyse des antéversions combinées : validation de l'antéversion fémorale

Concernant l'antéversion fémorale, nous conseillons de reproduire si possible l'antéversion native afin de garder des tensions musculaires inchangées. Cependant, il est des cas où il faut modifier l'antéversion planifiée afin d'éviter le risque de luxation. Par exemple, en cas de nécessaire fraisage postérieur induisant une translation postérieure de plus de 6 mm, le risque de luxation antérieure devient important [14]. Dans ce cas, la diminution de l'antéversion fémorale permet de postérioriser le centre de la tête fémorale et de compenser le déplacement acétabulaire par un déplacement fémoral (figure 3.11).

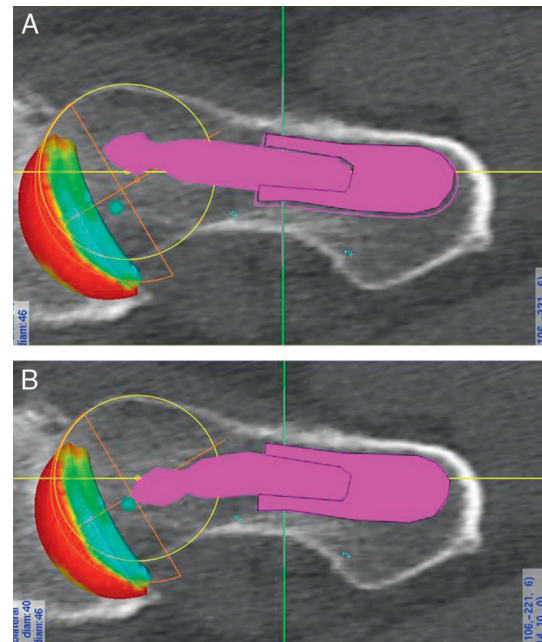


Figure 3.11. En cas de fraisage acétabulaire postérieur excessif nécessaire, l'antéversion fémorale doit être diminuée (B) par rapport à l'antéversion fémorale native (A) afin de stabiliser la hanche.

L'autre situation où une diminution de l'antéversion s'avère nécessaire est le trouble de torsion métaphysaire avec une bascule postérieure de la calotte céphalique par rapport au col fémoral.

## Réglage fin avec têtes modulaires

L'objectif de reconstruction est d'obtenir un déplacement vectoriel global nul : les déplacements induits par l'arthroplastie sur le versant fémoral et acétabulaire doivent se compenser. Ainsi, en cas de médialisation nécessaire du COR (dysplasie acétabulaire), la diminution de l'offset acétabulaire peut être compensée par une augmentation de l'offset fémoral afin de maintenir l'offset global constant (figure 3.12).

## Techniques disponibles pour reproduire la planification 3D

Des mesures 3D peuvent être faites afin de reproduire la planification 3D (figures 3.9 et 3.13) :

- la hauteur de la coupe d'ostéotomie : par rapport au sommet du petit trochanter, de la fossette digitale et du sommet du grand trochanter ;
- la mesure 3D de la résection fémorale ;
- la distance entre le sommet du petit trochanter et le sommet du col de la tige définitive ;

- concernant l'antéversion fémorale : l'orientation relative de la tige par rapport à la section osseuse dans le plan de l'ostéotomie;
- concernant l'antéversion acétabulaire : les mesures entre le rebord de la cupule et le rebord osseux de l'acétabulum.

### Précision de la planification 3D

Plusieurs études ont montré une grande précision de cette planification 3D en moyenne deux fois supérieure à la précision des planifications bidimensionnelles [4]. En effet, pour la technique de P3D décrite, les tailles définitives des implants sont les mêmes que celles implantées dans 86 à 100 % des cas pour la cupule acétabulaire et

de 93 à 100 % pour la tige fémorale. La précision de la planification est de l'ordre de  $0,5 \pm 3^\circ$  mm pour les centres de rotation,  $1,3 \pm 3,5$  mm pour les longueurs et  $0,7 \pm 2,5^\circ$  mm pour les offset fémoraux. La précision de planification des antéversions est de  $2^\circ \pm 4,6^\circ$  pour le fémur et de  $2,7^\circ \pm 5^\circ$  pour la cupule. L'utilisation des mesures 3D entre le rebord de la cupule et le rebord osseux acétabulaire permet d'améliorer significativement la précision de pose de la cupule ainsi que de diminuer par deux le nombre des valeurs aberrantes selon les critères de Lewinsec ainsi que ceux de Callannan décrits pour les couples de frottement dur-dur [15].

### Planifications des troubles de torsion fémorale

La technique de planification 3D présentée anticipe avec une grande précision la position définitive de la tige fémorale et permet d'analyser finement les altérations induites sur le centre de rotation. L'analyse torsionnelle du membre inférieur inclut cinq paramètres intriqués (figure 3.14) :

- le centre de rotation définitif, en particulier dans le plan antéropostérieur;
- l'antéversion acétabulaire;
- la version de la métaphyse fémorale supérieure;
- l'antéversion fémorale avec la position définitive du centre de la bille fémorale;
- et l'angle du pas définitif.

Les troubles torsionnels peuvent être soit en rapport avec une altération du centre de rotation induite par le fraisage, soit secondaires à une dysplasie fémorale.

En cas de translation postérieure trop importante du COR, peut apparaître une instabilité antérieure; inversement, une translation antérieure du COR peut

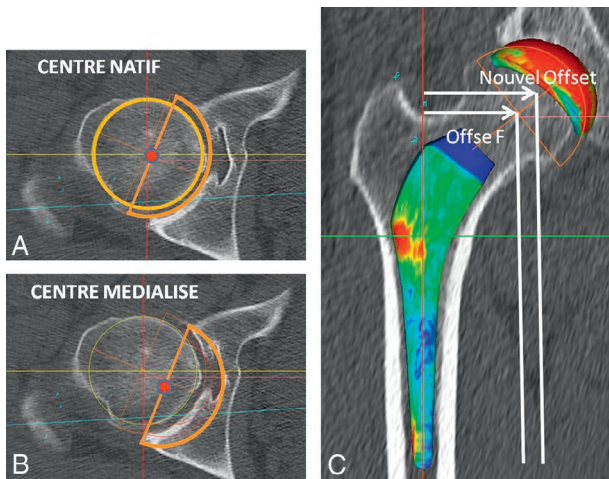


Figure 3.12. En cas de médialisation nécessaire du centre de rotation (A) due au fraisage (B), la diminution de l'offset acétabulaire peut être compensée par une augmentation de l'offset fémoral afin de maintenir l'offset global constant (C).

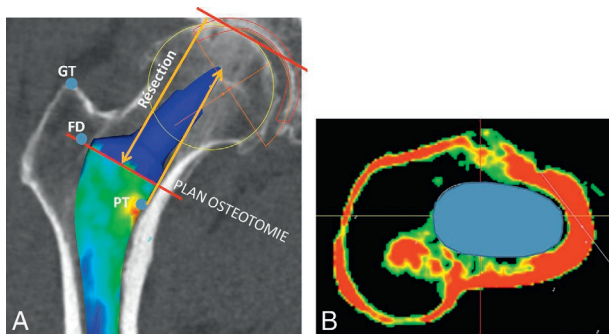


Figure 3.13. A. Afin de reproduire le P3D, les mesures suivantes peuvent être utilisées : la hauteur du plan de l'ostéotomie par rapport au sommet du petit trochanter (PT), la fossette digitale (FD) et le sommet du grand trochanter (GT). Pour l'antéversion fémorale, la position relative de la tige par rapport à l'os dans le plan de l'ostéotomie est visualisée (B).

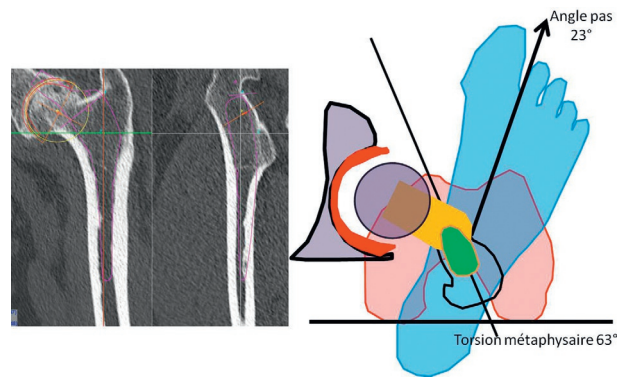


Figure 3.14. Le P3D de ce cas montre un trouble de torsion sévère avec une version fémorale proximale de  $63^\circ$  augmentée de  $40^\circ$  par rapport à l'antéversion fémorale native. Une rétroversion de  $40^\circ$  du col est nécessaire pour stabiliser la hanche.

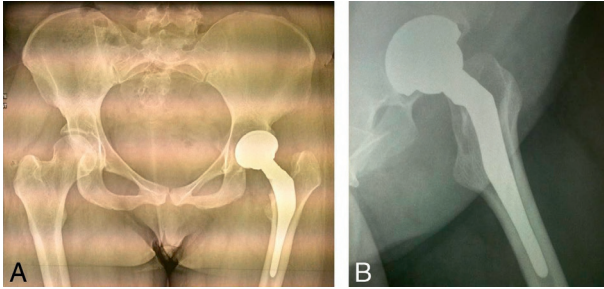


Figure 3.15. Exemple de tige sur mesure permettant de corriger un trouble torsionnel sévère montré dans la figure 3.14.

générer une instabilité postérieure. L'anticipation de la position définitive du COR aide à choisir une éventuelle adaptation de l'antéversion fémorale définitive en fonction de ce paramètre (figure 3.11).

En cas d'augmentation excessive de l'antéversion fémorale due à une dysplasie fémorale, il existe un risque soit de luxation antérieure ou de contact de bord antérieur (« micro-subluxation »), soit une diminution de l'angle du pas qui peut générer des troubles sévères de la marche (marche en rotation interne).

Dans ces cas, trois solutions peuvent être envisagées :

- utilisation d'une tige sous-dimensionnée cimentée qui peut être tournée dans le canal jusqu'à obtention de l'antéversion désirée. Il existe dans certaines gammes de prothèse des tiges dites dysplasiques (ou tiges « droites »). Ce choix simple pose le problème de la résistance en fatigue de ces tiges dysplasiques de faible diamètre avec un risque de fracture de tige ;
- utilisation d'une tige sans ciment standard avec ostéotomie fémorale associée. Cette solution techniquement plus difficile est associée à des suites chirurgicales plus complexes avec une période de mise en décharge postopératoire de l'ordre de 45 jours. ;
- utilisation d'une tige monobloc sur mesure permettant une rétroversion personnalisée du col par rapport au corps de la prothèse [16] (figure 3.15). Les tiges sur mesure sont associées à un surcoût à mettre en balance avec la simplification de la procédure chirurgicale. Nous les réservons aux dysplasies sévères.

Nous pouvons citer également la possibilité d'utilisation de cols modulaires rétroversés. Nous n'avons pas retenu cette solution, car ces cols ne permettent que des rectifications limitées (inférieures à 10°) et

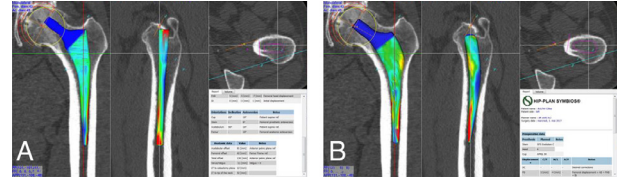


Figure 3.16. En cas de fémur à forte courbure sagittale, l'utilisation d'une tige droite peut engendrer une antéversion fémorale définitive plus faible (9°) (A) que l'antéversion fémorale native (19°) (B) avec risque d'instabilité postérieure.

L'utilisation d'une tige anatomique courbe permet de résoudre ce problème.

posent le problème des fractures ainsi que les risques de *fretting* et de pseudotumeurs [17].

Le cas inverse peut également se produire avec une antéversion définitive inférieure à l'antéversion fémorale native. Cette situation est à risque d'instabilité postérieure et d'excès d'angle du pas (marche en rotation externe). Dans notre expérience, cela peut survenir en cas d'utilisation d'une tige droite dans un fémur à forte courbure antérieure (figure 3.16). L'utilisation d'une tige anatomique incluant une courbure antérieure et une torsion métaphysaire permet généralement de reproduire l'antéversion fémorale et d'éviter cet écueil. Ainsi, il apparaît que le P3D permet d'optimiser le choix de la forme de l'implant (droit, anatomique parfois sur-mesure) en fonction du morphotype fémoral.

## Conclusion

La planification 3D préopératoire permet d'analyser finement l'anatomie 3D des patients afin de détecter les données aberrantes et de déterminer les objectifs de reconstruction à atteindre.

Cette technique permet une anticipation des difficultés chirurgicales de reconstruction et si nécessaire une adaptation de la voie d'abord et du choix des implants.

Elle permet également d'optimiser le choix de l'implant fémoral, en particulier pour résoudre des troubles de torsion qui peuvent générer des risques d'instabilité ou de micro-instabilité (*edge loading*) ainsi que des troubles de la marche par modification de l'angle du pas.

Des mesures extraites du 3D permettent une exécution précise de la planification 3D.

## RÉFÉRENCES

[1] Iorio R, Siegel J, Specht L, et al. A comparison of acetate vs digital templating for preoperative planning of total hip arthroplasty : Is digital templating accurate and safe? J Arthroplasty 2009; 24 : 175–9.

[2] Sariali E, Mouttet A, Pasquier G, et al. Accuracy of reconstruction of the hip using computerised three-dimensional pre-operative planning and a cementless modular-neck stem. J Bone Joint Surg Br 2009; 91 : 333–40.

- [3] Schmidutz F, Steinbrück A, Wanke-Jellinek L, et al. The accuracy of digital templating : a comparison of short-stem total hip arthroplasty and conventional total hip arthroplasty. *Int Orthop* 2012; 36 : 1767–72.
- [4] Sariali E, Mauprivez R, Khiami F, et al. Accuracy of the preoperative planning for cementless total hip arthroplasty. A randomised comparison between three-dimensional computerised planning and conventional templating. *Orthop Traumatol Surg Res* 2012; 98 : 151–8.
- [5] Hassani H, Cherix S, Ek E, Rüdiger H. Comparisons of preoperative three-dimensional planning and surgical reconstruction in primary cementless total hip arthroplasty. *J Arthroplasty* 2014; 29(6) : 1273–7.
- [6] Sariali E, Mouttet A, Pasquier G, Durante E. Three dimensional hip anatomy in osteoarthritis. Analysis of the femoral off-set. *J Arthroplasty* 2009; 24 : 990–7.
- [7] Husmann O, Rubin P, Leyvraz P, et al. Three-dimensional morphology of the proximal femur. *J Arthroplasty* 1997; 12 : 444–50.
- [8] Huppertz A, Lembcke A, Sariali E, et al. Low dose computed tomography for 3D planning of total hip arthroplasty : evaluation of radiation exposure and image quality. *J Comput Assist Tomogr* 2015; 39(5) : 649–56.
- [9] Sariali E, Knaffo Y. Three dimensional analysis of the proximal anterior femoral flare and torsion. Anatomic bases for metaphyseally fixed short stems design. *Int Orthop* 2017 Mar 10 <http://dx.doi.org/10.1007/s00264-017-3435-0>. [Epub ahead of print].
- [10] Tannast M, Zheng G, Anderegg C. Tilt and rotation correction of acetabular version on pelvic radiographs. *Clin Orthop Relat Res* 2005; 438 : 182–90.
- [11] Patel A, Wagle R, Usrey M, et al. Guidelines for implant to minimize impingement during activities of daily living after total hip arthroplasty. *J Arthroplasty* 2010; 25 : 1275–81.
- [12] Sariali E, Klouche S, Mamoudy P. Ceramic-on-ceramic total hip arthroplasty : is squeaking related to an inaccurate three-dimensional hip anatomy reconstruction ? *Orthop Traumatol Surg Res* 2012; 100 : 437–40.
- [13] Flecher X, Pearce O, Parratte S, et al. Custom cementless stem improves hip function in young patients at 15-year followup. *Clin Orthop Relat Res* 2010; 468 : 747–55.
- [14] Sariali E, Klouche S, Mamoudy P. Investigation into three dimensional hip anatomy in anterior dislocation after THA. Influence of the position of the hip rotation centre. *Clin Biomech* 2012; 27 : 562–7.
- [15] Sariali E, Boukhelifa N, Catonne Y, Pascal Moussellard H. Comparison of three-dimensional planning assisted and conventional acetabular cup positioning in total hip arthroplasty : A randomized controlled trial. *JBJS Am* 2016; 98 : 108–16.
- [16] Flecher X, Parratte S, Ryembault E, Aubaniac J. Custom cementless stem for osteoarthritis following developmental hip dysplasia. *Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot* 2006; 332–42.
- [17] Mikkelsen R, Flojstrup M, Lund C, et al. Modular neck vs nonmodular femoral stems in total hip arthroplasty - Clinical outcome, metal ion levels, and radiologic findings. *J Arthroplasty* 2017 Apr 7. pii : S0883-5403(17)30309-1 <http://dx.doi.org/10.1016/j.arth.2017.03.072>. [Epub ahead of print].