

REPUBLIQUE ALGERIENNE DEMOCRATIQUE ET POPULAIRE
Ministère de l'Enseignement Supérieur et de la Recherche Scientifique
Université des Sciences et de la Technologie Houari Boumediène
Faculté de Génie Mécanique et Génie des Procédés



MEMOIRE

Présenté pour l'obtention du **diplôme de MAGISTER**

En : GENIE MECANIQUE

**Spécialité : Construction Mécanique et Génie Civil : Matériaux Avancés en
Construction**

Par : Gouicem Ayoub

Sujet

**Reconstruction de cinq modèles géométriques d'un
fémur sain avec une implantation virtuelle**

Soutenu publiquement, le 02/07/2016, devant le jury composé de :

M. Ali Ahmed Benyahia	Président	Professeur à l'USTHB
M. Taoufik BOUKHAROUBA	Diret. de Mémoire	Professeur à l'USTHB
Mme. Nadhéra KHEZNADJI	Examinatrice	Maître de Conférences A à l'USTHB
M. Ramdane Boulahia	Examinateur	Maître de Conférences A à l'USTHB

Table des matières

Remerciements	5
Introduction générale.....	7
1 – Définitions et Identification des Paramètres Géométriques d'un Fémur Humain	9
1.1 - Introduction.....	9
1.2 - Ostéologie du membre inférieur	10
1.2.1 - Ceinture du membre inférieur (bassin osseux).....	10
1.2.2 - Fémur humain	11
1.2.3 - Patella (rotule).....	12
1.2.4 - Tibia humain	13
1.3 - Repères anatomiques.....	14
1.4 - Evaluation des pathologies du membre inférieur.....	17
1.5 - Principaux axes du membre inférieur humain.....	20
1.5.1 - Méthodes de détermination de l'axe du col fémorale.....	21
1.5.2 - Méthodes de détermination de l'axe anatomique fémorale	24
1.5.3 - Méthodes de détermination de l'axe bicondylien	26
1.6 - Principales longueurs du membre inférieur humain	26
1.7 - Principaux angles.....	27
1.8 - Imagerie médicale des structures osseuses.....	29
1.8.1 - Reconstruction du fémur en 3D, par CT-Scan et IRM	29
1.8.2 - Reconstruction du fémur en 3D, par radiographies biplanes	31
1.8.3 - Reconstruction du fémur en 3D, par EOS	33
1.9 - Méthodes reconstruction tridimensionnelles des structures osseuses.....	34
1.9.1 - Reconstruction à partir de coupes séries.....	35
1.9.2 - Reconstruction à partir de radiographie biplan	36
2 - Reconstruction en 3D de deux fémurs sains à partir de coupes séries, étude morpho- métrique.....	51
2.1 - Introduction.....	51
2.2 - Etudes morpho-métriques	53
2.2.1 - Présentation du fémur.....	53
2.2.2 - Paramètres de fémurs	55
2.2.3 - Analyse morpho-métrique des fémurs	59

2.2.4 – Calculs des angles principaux selon les différentes méthodes de calculs des axes :.....	77
2.3 - Conclusion	81
Conclusion générale	82

Remerciements

Puisqu'il est évidemment que je n'ai pas fait ce travail seul et suite à la parole de Prophète paix soit sur lui « Il ne remercie pas Dieu qui ne remercie pas les gens » et après le remerciement du Bon Dieu Le Tout Puissant, grâce à son aide on fait tout :

Je remercie mes chers parents pour votre patience et pour tous ce que vous avez sacrifiés pour moi.

Je vous remercie mon directeur de mémoire et mon enseignant Monsieur Taoufik Boukharouba Professeur à l'USTHB et directeur de laboratoire de mécanique avancée de Bab-ezzouar pour m'accepter de travailler avec vous et pour me diriger mon travail de mémoire, et grâce à vous j'ai appris plusieurs choses.

Je remercie infiniment mon cousin le médecin radiologue Dr. Si AbdALLAH Nacer qu'il m'accueil au sein de sa station de travail au niveau d'EHS de cardiologie de Draa ben Khedda W.Tizi Ouzou pour les informations et les données qui m'a pourvu et merci pour toute l'équipe travail.

Je remercie également Mr Kadi pour ses orientations et ses illustrations.

Je remercie aussi mon enseignant le professeur Ali Ahmed ben Yahia qui travaille au niveau de laboratoire LMA à Bab-Ezzouar pour accepter d'être le président de jury de mon mémoire.

Je remercie aussi mon enseignante le professeur madame Nadhéra Kheznadji qui travaille aussi au niveau de laboratoire LMA à Bab-Ezzouar pour accepter d'être examinatrice dans le jury de mon mémoire.

Je remercie aussi mon enseignant le docteur Ramdhan Boulahia qui travaille au niveau de laboratoire LMA à Bab-Ezzouar pour accepter d'être examinateur dans le jury de mon mémoire.

Je remercie ma sœur le médecin : Gouicem Wafa qu'elle m'a aidé.

Je remercie toute ma famille et mes amis Kamel Saib, Rahmani abderrahman, Rabah Zeghailich, Ahmed Boudjerda et tous les gens qu'ils ont m'aidé.

ملخص العمل

عملنا عبارة دراسة مقارنة تعتمد على إعادة تشكيل ثلاثية الأبعاد لعظمي فخذ بشري في حالة صحية وذلك عن طريق التقسيمات النقطية المحدودة. حيث يعتمد البناء على مقاطع عرضية مستمدة من الراديو المقطعي المحوسب وتتم عن طريق برنامج ميميكس. ثم يتم نقلها إلى برنامج 3-ماتيك لإعداد دراسة هندسية حول هذين العظمين حيث يتم تحديد مختلف أبعاده وكذلك إنشاء المحاور الأساسية وفق الطرق المشهورة وتمثل أساسا هذه المحاور في: المحور الميكانيكي للعظم، المحور الجذعي للعظم، محور العنق العظمي، والمحور الطرفي الأسفل للعظم. وكذلك تم حساب الزوايا الأساسية بكيفيات مختلفة تعتمد على طرق إنشاء المحاور وأهم هذه الزوايا: زاوية الانفراج العنقي للعظم، الزاوية الميكانيكية، زاوية الالتواء، وزاوية الانفراج الميكانيكو جذعية.

Résumé

Notre travail est une étude de comparaison basée sur la reconstruction 3D d'un couple de fémurs humains sains en élément finis à partir de coupes séries issues par la tomographie assistée par ordinateur (radio CT-scan) en utilisant l'outil de reconstruction Mimics. Après on a exporté les modèles obtenus vers le logiciel 3-matic pour faire une étude morpho-métrique sur lesquels, tel qu'on a les dimensionné et on a appliqué certaines notions trouvées dans les littératures tel que on a établi les principaux axes qui sont comme suit : l'axe anatomique fémoral, l'axe mécanique fémorale, l'axe bicondylien et l'axe de col fémoral, et on a fait la comparaison entre les méthodes d'établissement de chaque axe. On a mesuré les principaux angles fémoraux qui se représentent comme suit : l'angle Fémoral Mécanique (AFM), l'angle cervico-diaphysaire (ACD), HKS (Hip-Knee-Shaft) et l'angle de torsion fémorale (ATF) et on a fait la comparaison entre chaque angle selon les différentes méthodes d'établissement des axes.

Abstract

Our work is a comparative study based on 3D reconstruction of a couple of healthy human femurs using the finite elements method from cuts series by computed tomography (CT scan radio) using Mimics reconstruction tool. Then we exported geometric models obtained by reconstruction to 3-matic software in order that we do a morphometric study about them. Such as, we dimensioned them and we have applied certain concepts found in literatures like the establishment of main axes, which are as follows: the femoral anatomical axis, the femoral mechanical axis, the bicondylar axis and the femoral neck axis. Then we made the comparison between the methods of establishment of each axis. Afterwards, we have measured the main femoral angles, which are as follows: the angle Femoral Mechanics (AFM), the neck-shaft angle (NSA), HKS (Hip-Knee-Shaft) and the angle of femoral torsion (FTA) and we made the comparison between each angle for different methods of establishment of the axis.

Introduction générale

Le système osseux est une partie très importante de l'appareil locomoteur, il prend les organes de notre corps humain, la caractéristique majeure de ce système est que ses organes sont rigides et prennent une forme constante, ce qui nous aide à bien repérer et adopter des points de référence. Il possède une structure tridimensionnelle complexe à qui représentent plusieurs difficultés pour les biomécaniciens et même pour les orthopédistes. Pour cela, il y'a plusieurs travaux de recherche pour extraire les paramètres géométriques et physiques et pour obtenir des modèles générés pour ces organes.

Dans notre travail on a focalisé la recherche sur le fémur humain. On a pris un couple de fémur d'un patient algérien de 43 ans. On a utilisé l'imagerie tridimensionnelle à partir de la tomodensitométrie (CT-scan) qui est une technique d'imagerie particulièrement irradiante couramment utilisée en milieu clinique pour étudier en 3D le système musculo-squelettique. Puis on a utilisé la conception assistée par ordinateur afin de reconstruire nos fémurs en utilisant le logiciel Mimics ; on a ensuite extrait certains paramètres morphométriques à partir du logiciel 3-matic qu'est développé avec Mimics par Materialise.

Dans le premier chapitre on a fait des rappels anatomiques du membre inférieur et on a défini les axes d'orientation, les plans et les directions afin de localiser les points de l'objet puis on a rapporté des repères fémoraux les plus connues en montrant les principaux paramètres tels que : longueurs, angles et axes ensuite on a rappelé les différents types d'imageries et méthodes de reconstruction 2D et 3D.

Dans le deuxième chapitre, on a commencé la partie pratique en faisant la reconstruction 3D des deux fémurs par Mimics à partir de coupes séries d'un patient algérien de 43 ans obtenues de la station de radiologie de l'établissement hospitalier spécialisé de cardiologie de Draa Ben Khedda (EHS-DBK Tizi Ouzou). Le résultat de reconstruction tridimensionnelle par Mimics a été transféré vers le 3-matic afin de faire l'étude géométrique et morphométrique. Dans cette étape on a extrait certains paramètres cliniques comme le rayon de la tête fémorale, l'offset fémoral, la

distance entre l'axe de col fémoral et l'axe anatomique fémoral, la longueur du col fémoral, la largeur de l'épiphyse distal ...etc. On a ensuite mesuré les longueurs et angles principales pour chaque fémur. Après on a établi les principaux axes représentés par l'axe de col fémoral, anatomique, bicondylien et mécanique ont été établis selon les définitions les plus connues dans la littérature rapportées dans le premier chapitre. L'axe du col fémoral a été établi selon 6 techniques (Yoshioka [Yoshioka et al., 1987], Rubin [Rubin et al., 1992], Tian [Tian et al., 2003], 3 techniques de Chaibi [Chaibi et al., 2010]). L'axe anatomique fémorale a été rétabli selon 6 techniques aussi (Yoshioka [Yoshioka et al., 1987], Moreland [Moreland et al., 1987], Gray [Gray et al., 2002], Eckhoff [Eckhoff et al., 2005], Nagamine [Nagamine et al., 2007], Chaibi [Chaibi 2010]), L'axe bicondylien a été défini selon 5 techniques (Weiner [Weiner et al., 1978], Peterson [Peterson et al., 1981], Hernandez [Hernandez et al., 1981], Murphy [Murphy et al. 1987], Yoshioka [Yoshioka et al., 1987]). Ces méthodes sont définies dans le premier chapitre. En estimant leur dispersion spatiale. On a fait une étude de comparaison entre les axes sous forme de tableaux, puis on a calculé les principaux angles selon les axes tracés et on les a comparé entre eux.

1 – Définitions et Identification des Paramètres Géométriques d'un Fémur Humain

1.1 - Introduction

L'os coxal (élément du bassin), la patella (la rotule), le pied, le fémur, le tibia et la fibula (péroné) constituent les six principales composantes du système ostéo-articulaire humain. Ce dernier étant d'une complexité étonnante. Nous avons, dans le cadre de ce mémoire, centré notre travail sur le fémur, tout en donnant un rappel anatomique succinct des deux premiers.

L'étude du corps humain se fait couramment selon les plans, les axes et les directions de références (figure 1) :

Plans :

1/ sagittal (\vec{X}, \vec{Y}) : contient l'axe vertical gravitaire. Cet axe définit le plan de symétrie du corps humain, droite-gauche.

2/ transversal ou horizontal (\vec{X}, \vec{Z}) : de normale l'axe (la ligne) de gravité.

3/ frontal ou coronal (\vec{Y}, \vec{Z}) : orthogonal aux deux plans cités précédemment.

Axes :

1/ vertical (\vec{Y}) : Axe longitudinal du corps (du bas vers le haut), perpendiculaire au sol en position érigée.

2/ transverse (\vec{Z}) : Axe horizontal, allant de la gauche à la droite.

3/ sagittal (\vec{X}) : Axe traversant le corps comme une flèche (postérieur - antérieur), normal aux deux autres.

Directions :

Sur le plan anatomique elles sont utilisées pour la localisation d'un élément par rapport à un autre. Par contre sur le plan mécanique, elles sont utilisées pour définir le sens

- Antérieur / Postérieur : vers l'avant/arrière dans le sens du regard.
- Proximal / Distal : vers l'insertion du membre la plus proche/éloignée du tronc.
- Interne = médial / Externe = latéral : un élément, est dit médial quand il est situé le plus près du plan sagittal et, latéral inversement (Kamina 2009).

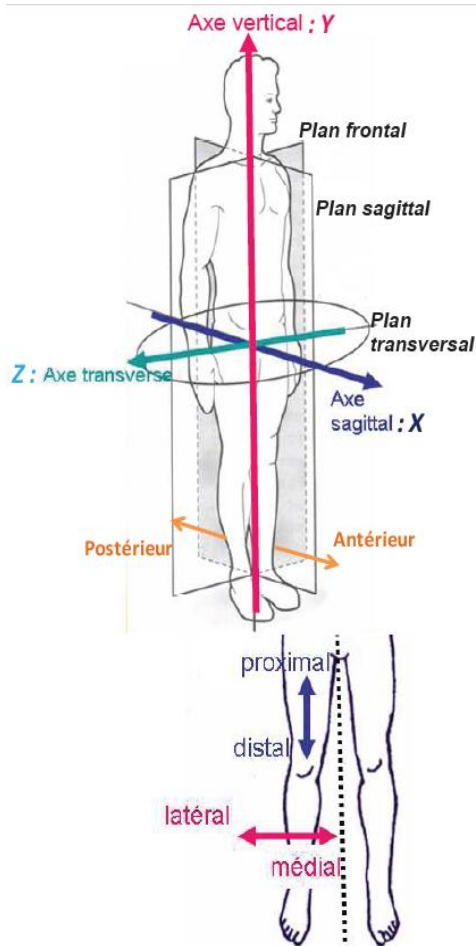


Figure 1 : Illustration des axes, des plans et des directions anatomiques (Sudhoff 2007)

1.2 - Ostéologie du membre inférieur

Le membre inférieur a pour fonction principale la locomotion. Il aide à la marche, et de ce fait, doit par sa forme, ses dimensions géométriques et sa densité supporter le poids du corps en garantissant la souplesse nécessaire à la déambulation (Web: Anat, Web: Osteo).

1.2.1 - Ceinture du membre inférieur (bassin osseux)

C'est une structure ostéo-articulaire (fixe), composée de deux os coxaux, du sacrum en arrière et de la symphyse pubienne en avant. Elle réunit le membre inférieur au tronc et constitue un organe osseux de protection pour les viscères du bassin (figure 2).

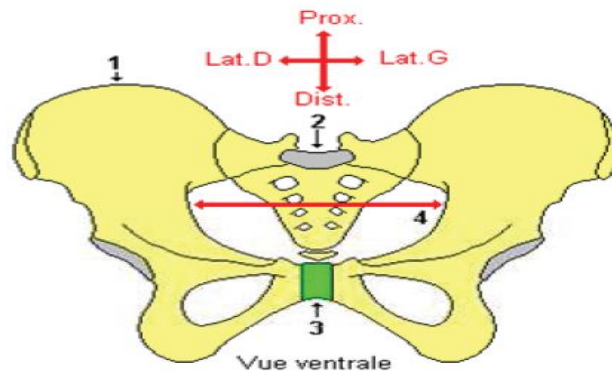


Figure 2 : Ceinture du membre inférieur ou bassin osseux
 1- os coxal 2- sacrum 3- symphyse pubienne 4- détroit supérieur du bassin

L'os coxal est un os particulier, plat et hélicoïdal. Il est composée de trois parties reliées les unes entre elles par un élément de forme Y. les trois partie se nomment (figure 3). : ilium (1), le pubis (2) et l'ishuim (3)

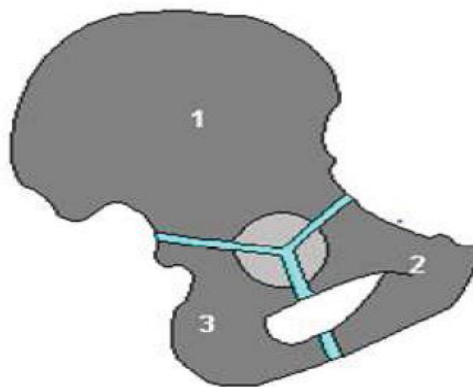


Figure 3 : Constitution de l'os coxal (Web : Anat)
 1- Ilium 2- pubis 3- ischium

1.2.2 - Fémur humain

Le fémur est l'os le plus long du corps humain, de forme oblique. En générale, un os long est constitué, d'une diaphyse au centre de l'organe et de deux épiphyses aux extrémités.

La diaphyse est un peu convexe vers l'avant, de section variable. Elle est définie par trois faces principales : antérieure, interne et externe.

L'extrémité supérieure du fémur (épiphyse supérieure) comporte une surface articulaire, représentée par l'enveloppe supérieure de la tête du fémur. Elle représente les 2/3 d'une sphère, généralement de 40 à 50 mm de diamètre pour un adulte. La tête du fémur est supportée par une portion rétrécie ou col du fémur. Par

contre l'extrémité inférieure du fémur (épiphyse inférieure) s'articule sur deux éléments : en avant avec la patella (rotule) et en bas avec l'extrémité supérieure du tibia (Figure 4).

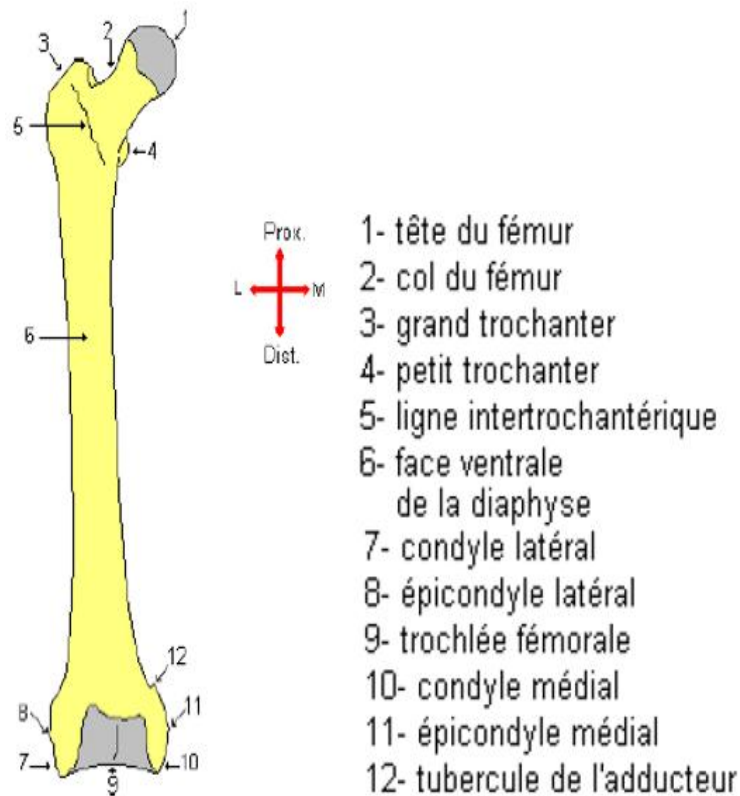


Figure 4 : Eléments essentiels d'un fémur humain [Quijano 2013]

1.2.3 - Patella (rotule)

La patella (figure 5) est le plus grand os sésamoïde du corps, un sésamoïde étant un os qui se développe à l'intérieur du tendon d'un muscle. Il est situé dans un tendon, à la face antérieure de l'articulation du genou, devant la trochlée fémorale. C'est un os triangulaire, aplati d'avant en arrière, à sommet inférieur (l'apex) et deux bords latéraux. L'apex pointe vers le bas et se trouve en dehors de l'articulation. Elle est recouverte par l'insertion d'un ligament qui se termine sur la tubérosité tibiale antérieure.

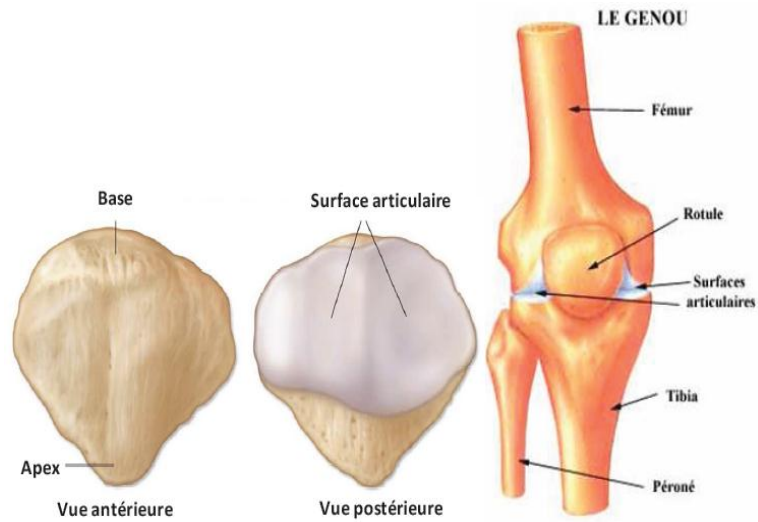


Figure 5 : Constitution du genou et de la patella

1.2.4 - Tibia humain

Au même titre que le fémur, le tibia est un os long et massif composé d'une diaphyse et deux épiphyses. Il est relié à la fibula (péroné) par la membrane interosseuse. Il présente trois faces : interne, externe et postérieure. L'extrémité supérieure du tibia (épiphyse supérieure) est en contact avec le fémur, objet de notre travail par sa partie inférieure (épiphyse inférieure du fémur) le contact entre ces deux organes (fémur et tibia) est assuré par une surface articulaire, dénommée plateau tibial.

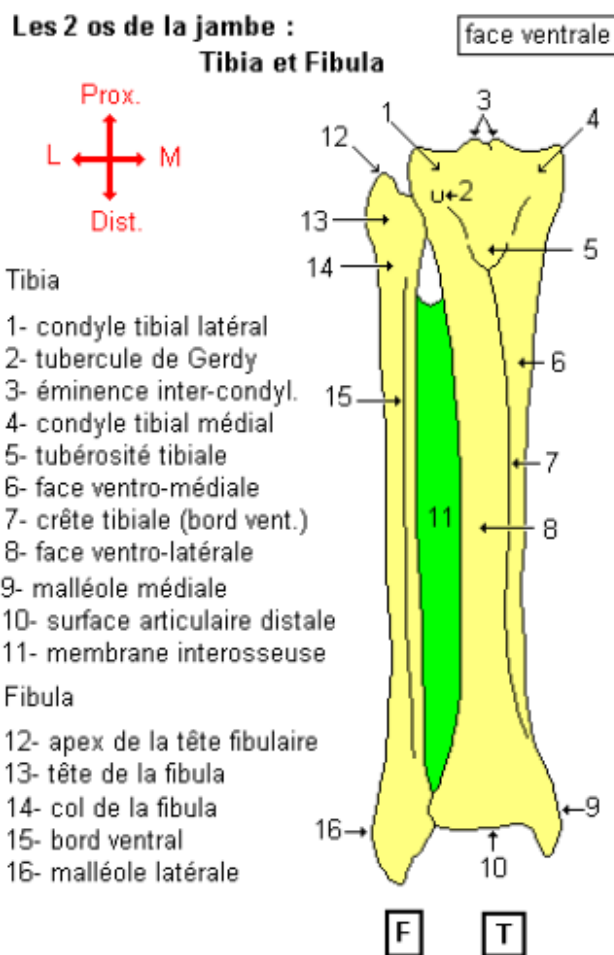


Figure 6 : Eléments essentiels du tibia et fibula humain

1.3 - Repères anatomiques

Afin de localiser une structure osseuse dans l'espace, il est important de lui rattacher un référentiel. Ce dernier caractérise la position de l'os de manière fiable. L'exactitude de la localisation d'un repère dépend directement des références anatomiques utilisées. Ainsi, une déformation très locale de l'os ne doit pas modifier l'orientation d'un repère. Par ailleurs, les axes d'un référentiel doivent faciliter l'interprétation clinique de la position de l'os. Selon le contexte clinique, on sera donc amené à définir différents repères.

Dans la littérature, il existe de nombreux systèmes d'axes utilisés pour localiser les segments du membre inférieur. Ces référentiels varient en fonction des références anatomiques choisies.

A titre d'exemple, la majorité des repères tibiaux utilisent les malléoles pour caractériser le tibia distal et l'origine du référentiel tibial (Besier et al. 2003, Cappozzo et al. 1996, Marin 2000, Wu et al. 2002, Wu et al. 2005). En proximal, les points utilisés diffèrent selon les auteurs : extrémités médiale et latérale des bords

des condyles tibiaux (Wu et al. 2005), bords des plateaux tibiaux (Marin 2000), tubérosité tibiale ou encore tête de la fibula (Cappozzo et al. 1996) et finalement le centre du genou (Besier et al. 2003).

Pour le fémur, l'origine des repères est définie soit par le centre de la tête fémorale (Della Croce et al. 2005, Wu et al. 2005), soit par le milieu des épicondyles fémoraux (Cappozzo et al. 1996) ou encore, par le centre du genou (Besier et al. 2003). En distal, les points anatomiques utilisés sont les extrémités distales des condyles fémoraux (Della Croce et al. 2005). Différents plans sont définis à partir de ces points pour en déduire ensuite des systèmes d'axes. Sudhoff (Sudhoff 2007), pour sa part, a réalisé dans le cadre de sa thèse une étude de reproductibilité afin de définir les repères les plus réalistes.

Toujours, d'après Sudhoff (Sudhoff 2007), le repère fémoral le plus réaliste est celui qui utilise le centre des sphères modélisant les condyles postérieurs. Ce repère permet de localiser le fémur avec une incertitude inférieure à 1mm en translation, à 0.5° en rotation autour de l'axe medio-latéral, à 2.2° autour de l'axe antéro-postérieur et à 2.3° autour de l'axe longitudinal.

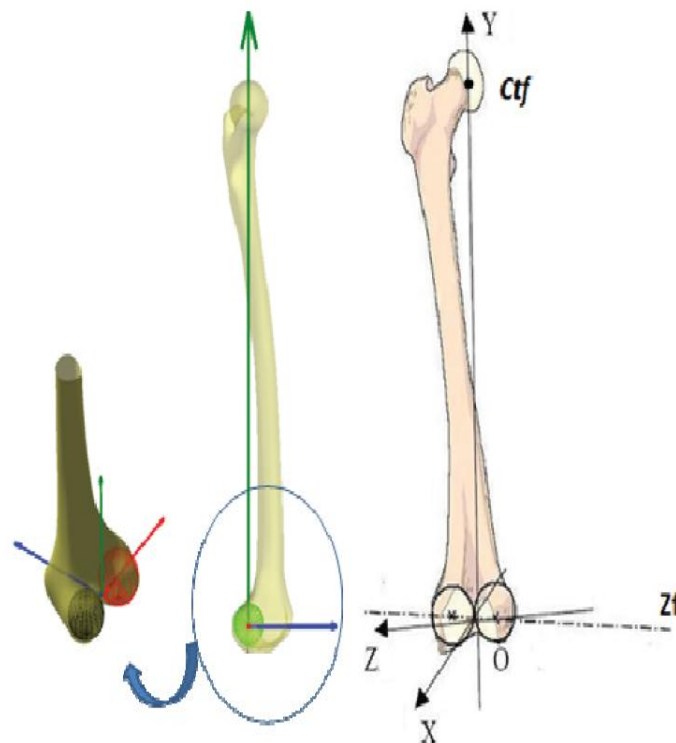


Figure 8 : Repères fémoraux

En résumé, les axes du repère fémoral sont définis comme suit :

O : Milieu des centrés des sphères modélisant les bords postérieurs des condyles.

\vec{Y} : Origine - Centre tête fémorale « Ctf ».

\vec{Z}_f : Axe passant par les centres des sphères condyliennes.

\vec{Z} : Projection de \vec{Z}_f sur le plan orthogonal à \vec{Y} $\vec{X} = \vec{Y} \wedge \vec{Z}$

Auteur	Points anatomiques		Points et plans définies	Repère			
	proximal	distal		origine	Axe X	Axe Y	Axe Z
Wu et coll 2002 (ISB)	CTF	EFM, EFL	Plan QF1: (CTF, EFM, EFL) Milieu MiEF de EFM et EFL	CTF	$Y \wedge Z$	MiEF à CTF	Axe de QF1.orthogonal à Y.
Cappozo et coll., 1995				MiEF			
Della Croce et coll 2003	Repère1: CTF	EFM, EFL, LP, MP, CLD, CMD	Centroïde CL de (CLD, LP, EFL) Centroïde CM de (CMD, MP, EFM) Milieu MiC de CL, CM	Repère1 : CTF	Repère1 : p1	Repère1: relie CTF à MiC	$Y \wedge Z$
	Repère2: GT		Plan P1 (normale p1): (CL, CM, CTF) Plan P2 (normale p2): (CL, CM, GT)	Repère2 : GT	Repère2 : p2	Repère2: relie GT à MiC	
Besier et coll	CTF	CG	Plan P3: contient l'axe de flexion moyen du genou, est orthogonal à Y	CG	$Y \wedge Z$	Relie CG à CTF	Axe de P3
<p>CTF: centre de la tête fémorale;</p> <p>EFM/EFL: épicondyles fémoraux médial/latéral;</p> <p>GT: Proéminence de la surface externe du grand trochanter;</p> <p>LP/MP: crête antéro-latérale/médiale du sillon de la surface patellaire;</p> <p>CLD/CMD: extrémités distales des condyles latéral/médial;</p> <p>CG: centre genou</p>				<p style="text-align: right;">(Wu, 2003)</p>			

Tableau 1: Repères liés au fémur

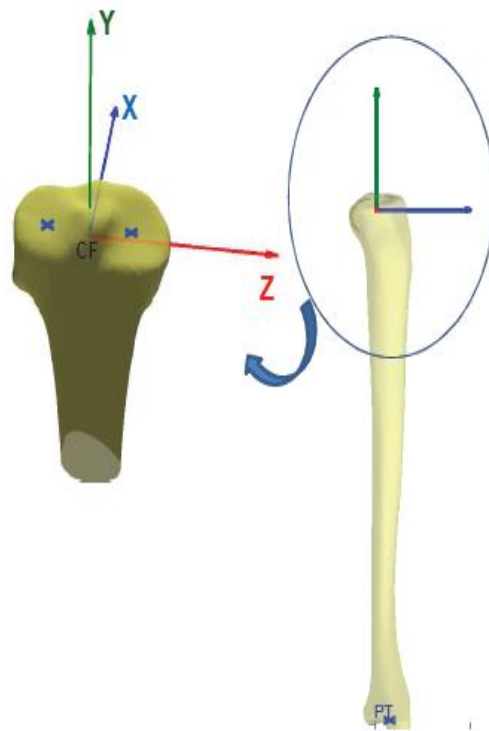


Figure 9 : Repère tibial

1.4 - Evaluation des pathologies du membre inférieur

La connaissance du membre inférieur et de ses malformations est un enjeu majeur pour le diagnostic et le suivi pré et post opératoire des patients. Les maladies peuvent être du type dégénératif comme la gonarthrose due à l'altération du cartilage des surfaces articulaires du genou. Cette maladie touche 80% des personnes de plus de 75 ans [Brosseau et al. 2012].

L'objectif de ce paragraphe est de montrer comment les troubles des membres inférieurs sont associés à des modifications de la forme et de l'orientation des os. Ces anomalies sont souvent multidimensionnelles suivant les trois plans de référence : plan frontal (Ex. varum-valgum) (figure10), plan sagittal (Ex. flexum-recurvatum) (figure11) et dans le plan horizontal (troubles de torsions).

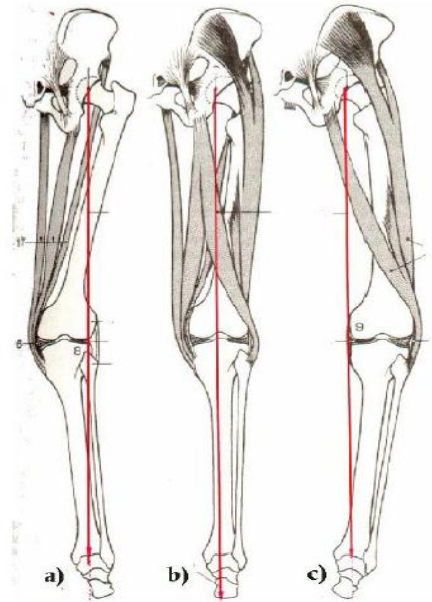


Figure 10 : Genou

a) Valgum, b) Normale, c) Varum



Figure 11 : Déviations axiales sagittales du membre inferieur

Coxa Valga : c'est la déformation de la partie supérieure du fémur (hanche) se caractérisant par une ouverture exagérée de l'angle cervico-diaphysaire (angle formé par l'axe du col du fémur et l'axe de la diaphyse fémorale). Habituellement, cet angle mesure environ 130 à 135°. Cette de déformation entraîne un allongement du membre inférieur. La coxa valga est d'origine congénitale, soit acquise et due, entre

autres, à une fracture du col du fémur. Le plus souvent indolore, elle est parfois essentiellement la cause d'une boiterie. La coxa valga peut être à l'origine d'une arthrose précoce nécessitant un traitement chirurgical consistant à revenir à un angle normal entre l'axe du col du fémur et l'axe de la diaphyse [Web : Vulgaris] (figure 11).

Coxa Vara : Déviation du membre inférieur associant une bascule progressive de la tête fémorale vers le haut et vers l'avant par rapport à l'épiphyse fémorale. Autrement dit, il s'agit d'une déformation de la partie supérieure du fémur se caractérisant par une fermeture de l'angle cervico-diaphysaire (figure 12).

On distingue :

- La coxa vara congénitale survenant chez l'enfant,
- La coxa vara survenant chez l'adolescent, due au glissement de la tête fémorale connue sous le nom de l'épiphysiolyse,
- e du col du fémur entre autres.

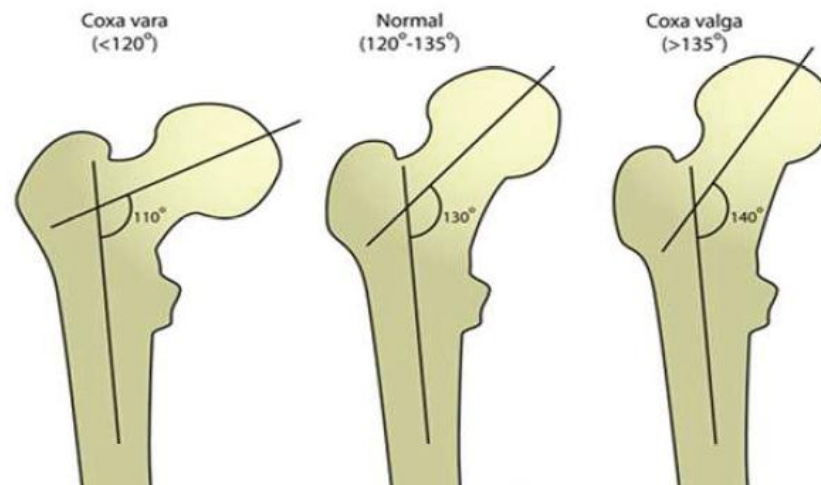


Figure 12 : Déformations de la partie proximale du fémur [Web : Coxa]

1.5 - Principaux axes du membre inférieur humain

En pratique clinique, il est courant de tracer six axes fondamentaux pour exprimer la déviation angulaire du membre inférieur et de la hanche :

- l'axe mécanique fémoral qui relie le centre de la tête fémorale et le centre du genou (figure 13B-1),
- l'axe mécanique tibial, souvent associé à l'axe anatomique (Duparc J. and Massare 1967, Oswald et al. 1993). C'est l'axe qui relie le centre du genou et le centre de la cheville (figure 13B-2),
- l'axe bicondylien distal passant par les deux condyles distaux fémoraux (figure 13B-3),
- l'axe des fonds du plateau ou axe biglénodien, qui joint les deux compartiments tibiaux (figure 13B-4),
- l'axe du col fémoral (figure 13B-6), dont peu de définitions claires sont rapportées dans la littérature quant à son traçage. Néanmoins, tous les auteurs s'accordent à faire passer cet axe par le centre de la tête fémorale "CTF" et celui du col fémoral. Ainsi, cet axe traverse ce dernier en son milieu. Dans la littérature, nous retrouvons quelques définitions plus précises. Ces derniers sont représentés dans le paragraphe 1.5.1 .
- l'axe anatomique fémoral (figure 13B-5), appelé aussi axe diaphysaire puisqu'il traverse le fût diaphysaire. Comme pour l'axe du col, ses définitions sont diverses et variées. Nous retrouvons dans la littérature quelques exemples de traçage de cet axe qui sont résumés dans le tableau (3).

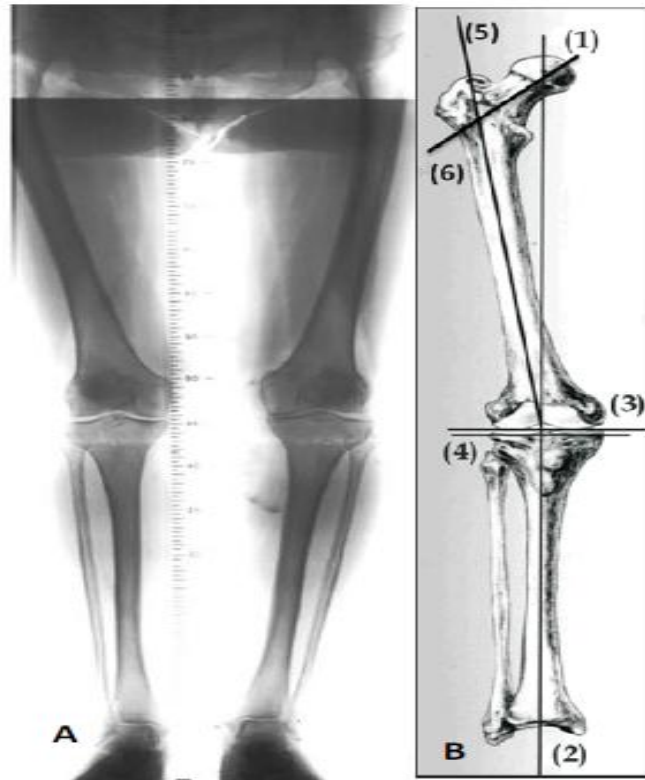


Figure 13 : [A] cliché long 120 x 40 cm appelé pangonogramme, [B]goniométrie,(1) axe mécanique fémoral, (2) axe mécanique tibial, (3) axe bicondylien distal, (4) axe du fond des plateaux, (5) axe anatomique fémoral et (6) axe du col fémoral [Nodé-Langlois 2003]

1.5.1 - Méthodes de détermination de l'axe du col fémorale

Les sept méthodes de calcul de l'axe de col fémoral les plus utilisées sont résumés comme suit :

1. Yoshioka et al. (1987) : l'axe passe par le centre de la tête fémorale "CTF" et le milieu de la section la plus faible du col fémoral "N" (figure 14).

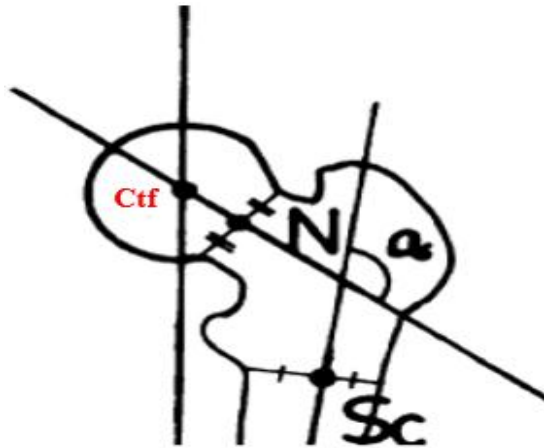


Figure 14 : Méthode de tracer l'axe de col fémoral selon Yoshioka

2. Rubin et al (1992) : L'auteur relié **En reliant** le centre de la tête fémorale "CTF" et le point "S", ce dernier est obtenu par l'intersection de l'axe anatomique du fémur avec l'axe "D" perpendiculaire à ce dernier située à 20 mm au-dessus du petit trochanter (figure 15)

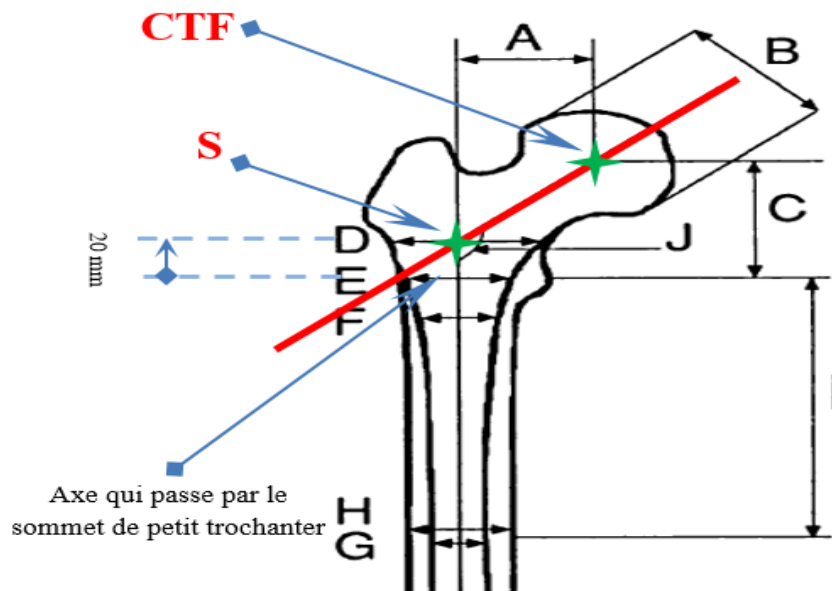


Figure 15 : Méthode de tracer l'axe de col fémoral selon Rubin

- Tian et al (2003): L'axe de symétrie des contours 2D de la tête fémorale et du col. Il applique par la suite un algorithme d'optimisation pour déterminer le meilleur axe de symétrie (figure 16).

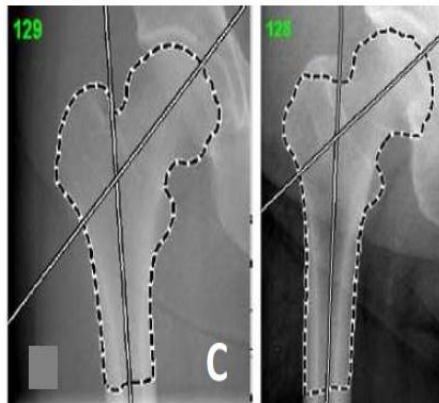


Figure 16 : Méthode de tracer l'axe de col fémoral selon Tian

- Chaibi 2010 : dans un premier temps, l'auteur fait passer un axe liant le centre de la tête fémorale «CTF» au centroïde "Cic" de la section inférieure du col, cette dernière représente la base du col fémoral (figure 17-A). dans une seconde phase, l'auteur discrétise le volume de col fémoral en sections équidistantes de 0.5mm l'une de l'autre de long de l'axe « section minimale ». Les points de chaque section ont été équirépartis et leur barycentre a été calculé. Pour finir, une droite de moindres carrées joignant les barycentres de toutes ces sections a été calculée. Cette droite est une droite « liée », contrainte de passer par le centre de la tête fémorale (CFT) (figure 17-B).

Dans la troisième étape : cet axe est identifié de la même façon que l'axe du col fémoral « sections liées », à la différence qu'il n'est pas contraint de passer par le centre de la tête fémorale (figure 17-C).

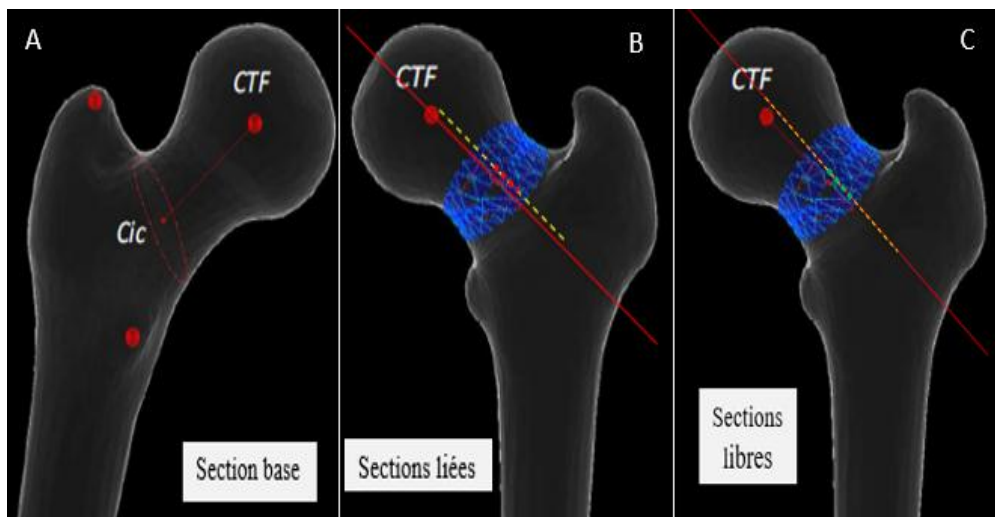


Figure 17 : Méthodes de tracer l'axe de col fémoral selon Chaibi

1.5.2 - Méthodes de détermination de l'axe anatomique fémorale

Six techniques d'identification de l'axe anatomique fémoral rapportées dans la littérature, peuvent se décliner comme suit :

1. Yoshioka (1987) : Passe par le milieu du genou "O" et le milieu de la section "Sc" au-dessous du petit trochanter au niveau de la diaphyse proximale (figure 18).

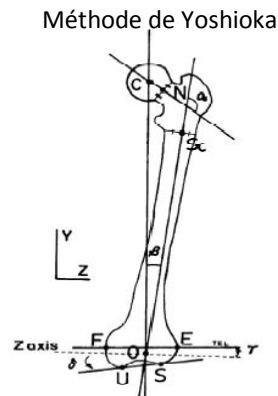


Figure 18 : Axe anatomique tracé selon Yoshioka

2. Moreland (1987) : Passe par deux points à hémis distances entre les deux corticales et situés l'un, à 10 cm de l'axe bicondylien distal 'II' et l'autre à 50% de cette même ligne 'I' (figure 19).

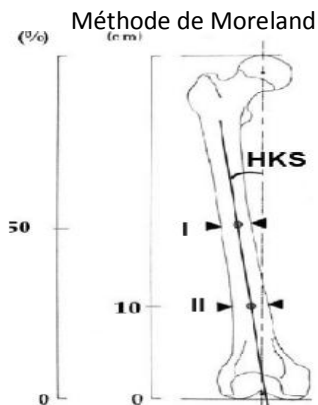


Figure 19: Axe anatomique tracé selon Moreland (1987)

3. Gray(2002) : Passe par le milieu du genou 'K' et le sommet du grand trochanter 'S' (figure 20).

Méthode de Gray

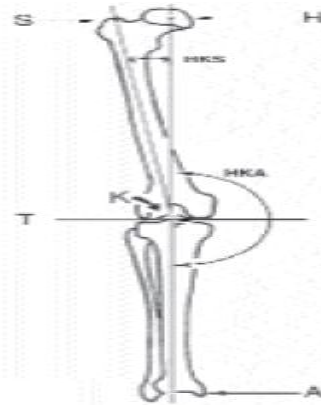


Figure 20: Axe anatomique tracé selon Gray(2002)

4. Eckhoff (2005) : Passe par le fut osseux de la diaphyse fémorale et du col (Axe d'inertie de la diaphyse) (figure 21)

Méthode d'Eckhoff

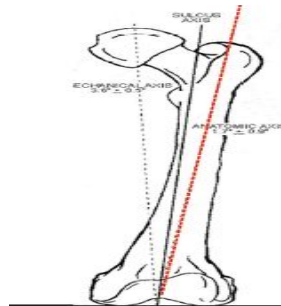


Figure 21: Axe anatomique tracé selon Eckhoff (2005)

5. Nagamine (2007) : Deux axes anatomiques l'un représente par la diaphyse distale du fémur (passant par deux points à mi-distance entre corticales) et l'autre par la diaphyse proximale (figure 22).

Méthode de Nagamine

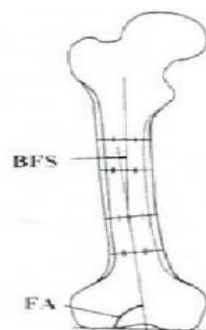


Figure 22: Axe anatomique tracé selon Nagamine (2007)

6. Chaibi (2010) : Relie le centre de la trochlée fémorale (CT) à un point sur la diaphyse (CD), qui se trouve à 1/3 environ de la longueur totale de la diaphyse (figure 23).

Méthode de Chaibi

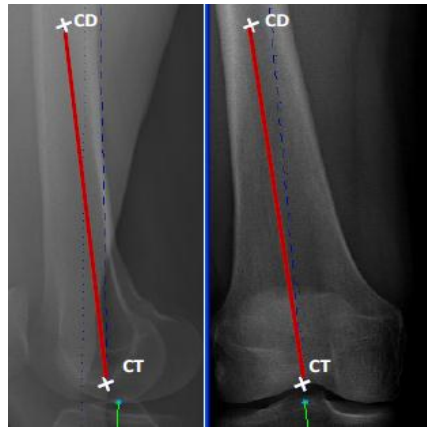


Figure 23 : Axe anatomique tracé selon Chaibi (2010)

1.5.3 - Méthodes de détermination de l'axe bicondylien

Cinq axes ont été définis dans ce paragraphe, ils sont représentés dans la figure 24 :

Méthode A : L'axe passant par les extrémités postérieures des condyles est celle de (Murphy et al. 1987).

Méthode B : par les épicondyles (Peterson et al. 1981).

Méthode C : par les barycentres de condyles médiale et latérale (Weiner et al. 1978).

Méthode D : par la droite bissectrice de l'angle formé entre l'axe tangent aux bords postérieur et antérieur des condyles (Hernandez et al. 1981).

Méthode E : axe liant le sommet distal du condyle interne au sommet distal du condyle externe (Nodé Longlois 2003 Yoshioka 1987).

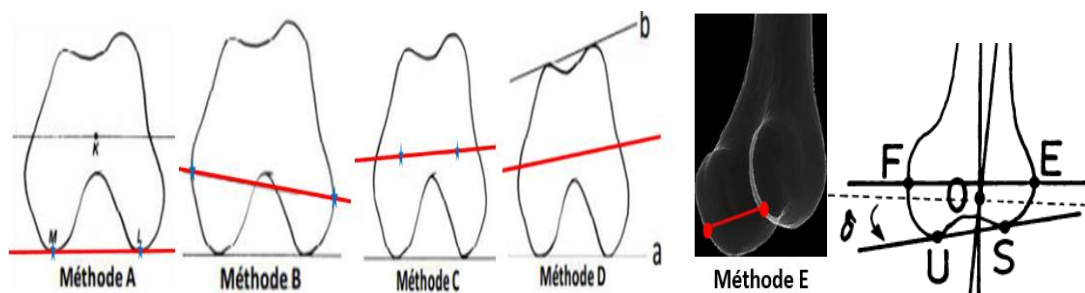


Figure 24 : différentes méthodes pour tracer l'axe bicondylien

1.6 - Principales longueurs du membre inférieur humain

La mesure de la longueur du tibia et du fémur humain fait appel à quatre points de références. Ces points sont le point le plus haut de la tête fémorale (S), le centre de la tête fémorale (CTF), le milieu du massif des épines tibiales (i) et le point le plus bas du tibia (T). Ces mesures se déclinent comme suit :

- Longueur totale du membre inférieur: mesurée comme la distance séparant le point le plus haut de la tête fémorale (S) du point le plus bas du tibia au milieu de la mortaise du talus (T) (figure 25-a).
- Longueur du fémur : mesurée comme la distance séparant le point le plus haut de la tête fémorale (CTF) du point le plus bas du condyle médial (figure 25-a).
- Longueur du tibia : mesurée comme la distance séparant le milieu du massif des épines tibiales (i) au point le plus bas du tibia au milieu de la mortaise du talus (T) (figure 25-a).
- La longueur de l'axe du col fémoral ou FNAL (Fémoral-Neck-Axis-Length). C'est une distance le long d'un axe traversant le centre de la tête fémorale, le fût du col fémoral et une partie de l'épiphyse fémorale proximale (figure 25-b).
- L'offset fémoral : Ce paramètre est défini comme étant la distance entre le centre de la tête fémorale (Ctf) et l'axe anatomique fémoral proximal en projection orthogonale (figure 25-b).

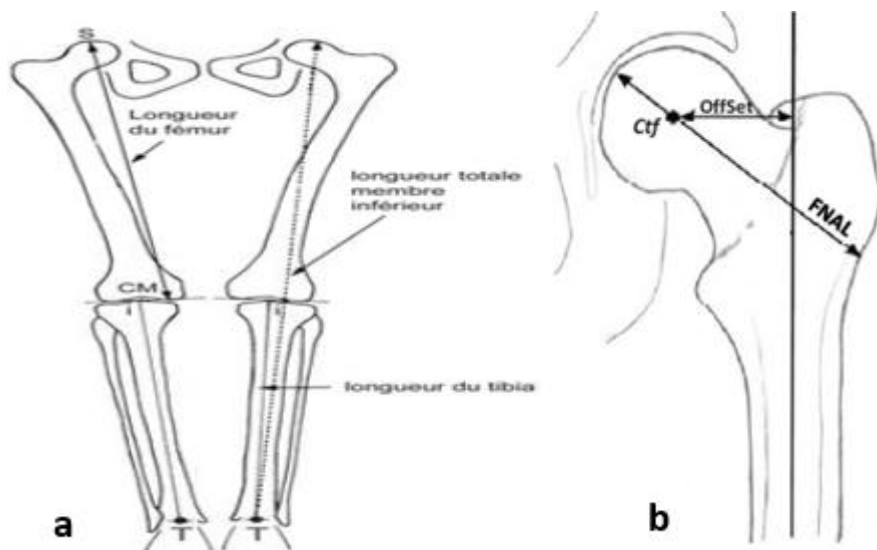


Figure 25 : **a.** Points de références permettant la mesure de la longueur des membres inférieurs humains **b.** principaux paramètres de longueur de la hanche

1.7 - Principaux angles

Les principaux angles se déclinent comme suit :

- Angle Fémoral Mécanique (AFM) : angle compris entre l'axe mécanique du fémur et l'axe bycondylien distal du fémur (figure26-a).
- Angle Tibial Mécanique (ATM) : angle compris entre l'axe mécanique tibial et l'axe du fond des plateaux (figure26-b).
- Angle Fémoro-Tibial Mécanique (AFTM) ou HKA (Hip-Knee-Ankle) : déviation angulaire frontale. C'est l'angle formé entre l'axe mécanique du fémur et l'axe mécanique du tibia (figure26-c). Cet angle permet de définir la position du genou varus/valgus dans le plan frontal ou flexum/recurvatum dans le plan sagittal. Lorsqu'un genou est bien aligné, l'axe mécanique global passe par les épines tibiales-
- HKS (Hip-Knee-Shaft) : angle compris entre l'axe mécanique et anatomique du fémur (figure26-d).
- L'angle cervico-diaphysaire (ACD) ou NSA (Neck-Shaft-Angle). C'est l'angle compris entre l'axe du col fémoral et l'axe anatomique du fémur (figure26-e)



Figure 26 : Schématisation sur le plan frontal des angles utilisés pour évaluer l'alignement du membre inférieur

- La Torsion Fémorale (TF) : mesurée entre l'axe du col fémoral et l'axe des condyles. Elle est d'environ 40° à la naissance et diminue progressivement et aboutit à une torsion moyenne de 15° à l'âge adulte [Catonné et al. 2006] (figure 27).

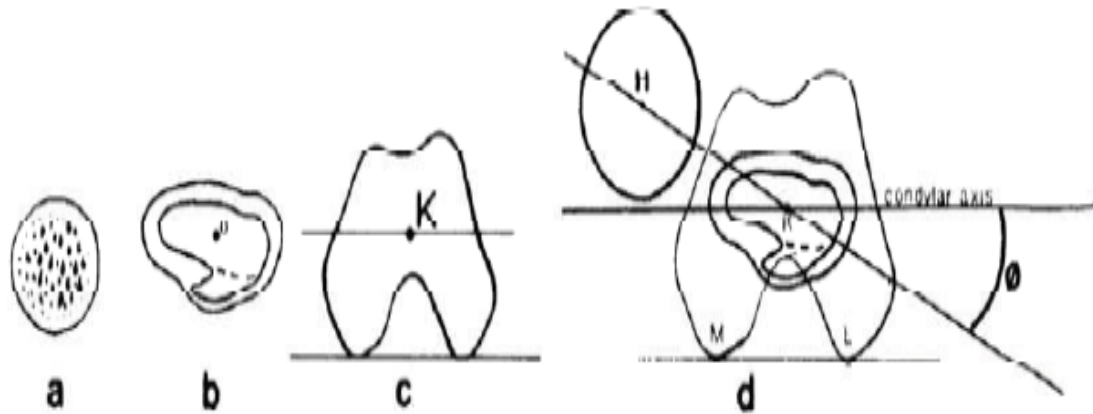


Figure 27 : Illustration résumant les différentes étapes (coupes et axes) pour le calcul de la torsion fémorale d'après Murphy (1987). a - Définition de la localisation de la tête fémorale. b- Définition de la localisation de la section a la base du col fémoral. c- Définition de la section pour le calcul de l'axe bicondylien distal. d - Superposition des coupes et calcul de l'angle de la torsion fémorale $\ll\phi\gg$

1.8 - Imagerie médicale des structures osseuses

Pour reconstruire en 3D le membre inférieur on trouve dans la littérature deux types d'approches :

1. des approches basées sur la segmentation de coupes sériées fournies par les systèmes de tomographie assistée par ordinateur ou d'imagerie par résonance magnétique.
2. en utilisant des clichés radiographiques biplanaires face-profil.

1.8.1 - Reconstruction du fémur en 3D, par CT-Scan et IRM

Ces types de méthodes de reconstruction permettent d'obtenir une modélisation tridimensionnelle à partir des images 2D (aussi appelées coupes). Les coupes 2D, sont segmentées de manière manuelle, automatique ou semi-automatique. L'algorithme 'marching cubes' est couramment utilisé pour la reconstruction en 3D d'une structure d'intérêt à partir des coupes 2D [Cline et al. 1988]. En routine clinique, pour obtenir ces coupes 2D (figure 28) qui vont permettre de faire la reconstruction 3D du corps, les appareils d'imagerie les plus utilisés sont : la tomographie assistée par ordinateur (ou CT-scan) et l'imagerie en résonance magnétique (IRM).

Le CT-scan, technologie qui a valu à [Hounsfield 1978; Cormack 1980] le prix Nobel en physique en 1979, permet d'obtenir des données volumiques à partir de l'acquisition de coupes successives.

Chaque coupe est obtenue à partir de l'émission d'un faisceau de rayons X. La source de ces rayons, ainsi que les détecteurs, tournent autour du patient qui se trouve en

position allongée (figure 17). Au regard de l'utilisation de rayons X pour le CT-Scan, cette technique est plutôt utilisée pour la reconstruction des os.

Même si le CT-Scan permet d'avoir de l'information très détaillée sur l'os, deux inconvénients limitent les applications de cette technique : D'un côté, dans les dernières années la dose effective d'irradiation à laquelle la population américaine est exposée a été multipliée par 6 et la moitié de cet accroissement c'est dû au CT-Scan [Huda et Mettler 2011]. Par exemple, pour faire un examen radiologique du thorax en utilisant le CT-Scan, on a en moyenne une dose de 5,4 milli Sievert (mSv); à partir de la radiographie conventionnelle (rayons X) on aurait besoin de 0,02 mSv pour le même examen [Huda 2007]. D'autre côté, la position couchée du CT-Scan biaise l'analyse des paramètres cliniques, en raison de la sensibilité au protocole de mesure, cas de la torsion tibiale [Laasonen et al. 1984].

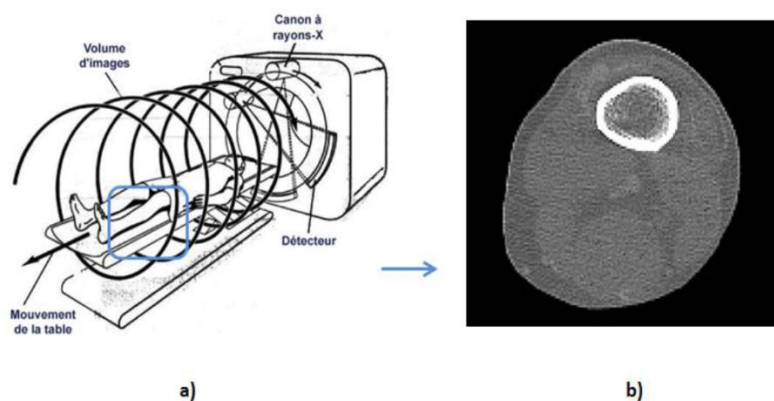


Figure 28 : a) Schéma d'un CT-Scan. b) exemple d'une coupe 2D de la jambe

L'imagerie par résonance magnétique, IRM (figure 29) [Mansfield et Maudsley 1977; Mansfield et al. 1978; Lauterbur 1986], technologie qui a également valu un prix Nobel à Lauterbur et Mansfield en 2003, est fondée sur les principes de la résonance magnétique nucléaire [Purcell 1948; Bloch 1953; Purcell 1953], qui prend en compte les propriétés des atomes ayant un nombre impair de protons (cas des atomes d'hydrogène); ces atomes ont la particularité de tourner sur eux-mêmes entraînant une aimantation microscopique appelée « spin ». Le principe de l'IRM se base sur les variations des signaux émis par ces atomes après l'application d'un champ magnétique qui permet d'aligner tous les protons dans la même direction, ils sont alors excités (mis en résonance) par des ondes radio durant une très courte période ; une antenne réceptrice permet de mesurer le temps de relaxation (ou retour à l'équilibre) des protons. Finalement, ces valeurs permettent de recréer l'image en caractérisant la substance excitée. De même, comme les images CT, les IRM se présentent comme des coupes 2D.

L'IRM est plutôt adaptée pour l'étude des tissus mous et c'est une technologie totalement non irradiante. De même certains appareils IRM permettent des acquisitions en position debout (ou assis), néanmoins la plupart des appareils s'appuient sur des acquisitions en position couchée. D'autres limites de l'IRM sont :

- Le bruit très fort pendant l'examen.
- Le coût élevé de la machine.
- L'IRM ne peut pas être utilisée pour certains types de prothèses comme les valves cardiaques, les filtres et les stents. En raison du fort champ magnétique.

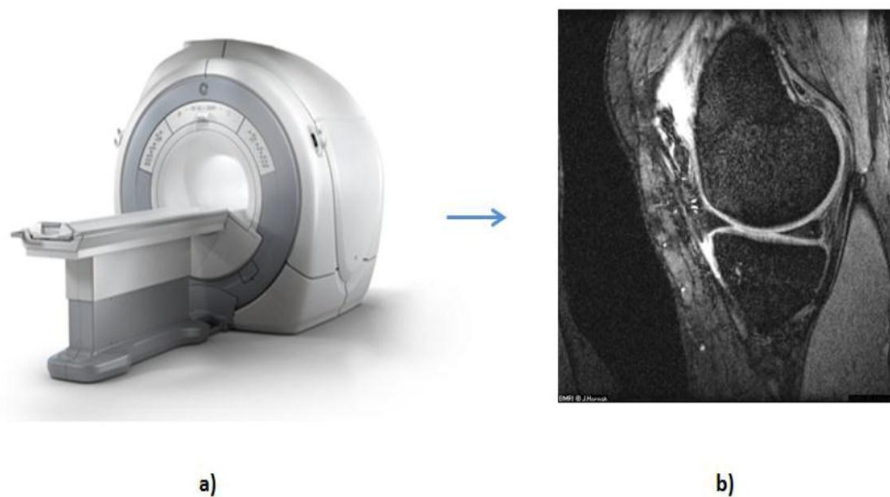


Figure 29 : Exemple de coupe 2D du genou prise par IRM

1.8.2 - Reconstruction du fémur en 3D, par radiographies biplanes

La stéréoradiographie 3D devient une alternative aux méthodes de reconstructions à partir de coupes sériées. Le principe de base est l'utilisation de deux radiographies orthogonales ou obliques, prises dans un environnement calibré afin que les données géométriques et positionnelles de l'environnement (source et plan de projection) soient connues. Un algorithme de reconstruction 3D est utilisé pour reconstruire l'os à partir d'une numérisation réduite de points anatomiques.

La radiographie biplane (ou stéréoradiographie) s'appuie sur l'acquisition de deux radiographies avec des angles d'incidence différents. On utilise alors ces deux projections bidimensionnelles pour reconstruire en trois dimensions des points anatomiques visibles sur les deux vues (SCP ou stereo corresponding points) par une méthode de triangulation (figure 30).

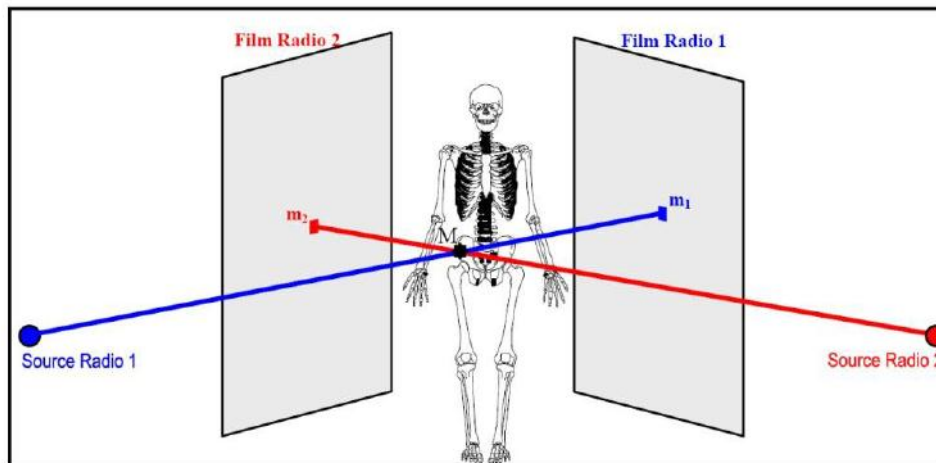


Figure 30 : Principe générale de la reconstruction 3D à partir de la radiographie biplane [Humbert et al. 2009]

Les systèmes de radiographie conventionnels peuvent être utilisés pour acquérir successivement les deux radiographies du patient, soit en déplaçant le patient entre la première et la seconde acquisition, soit en déplaçant l'ensemble source détecteur entre les deux acquisitions. Cette approche requiert une procédure de calibration permettant de calculer la transformation géométrique entre les coordonnées 2D des images radiographiques et l'environnement 3D. Plusieurs approches ont été proposées à cet effet.

Les méthodes basées sur l'algorithme DLT « Direct Linear Transformation » [Abdel-Aziz et Karara 1971] s'appuient sur les coordonnées 3D d'un objet de calibration (contenant au moins 6 repères) ainsi que sur leurs coordonnées 2D dans le plan image pour déterminer les paramètres géométriques permettant de calibrer l'environnement. A partir de la connaissance de l'angle entre les deux vues, de la distance entre la source et le film et de la hauteur de la source, il est alors possible de simplifier le calcul des paramètres géométriques. Une méthode de calibration dite « explicite » a été proposée [Dumas et al. 2003] et permet de calibrer le volume compris dans un objet de calibration simplifié, facilitant ainsi la tâche de l'opérateur.

Afin de tenir compte des mouvements du patient entre les deux radiographies, des méthodes dites d'« auto-calibration » proposent de s'appuyer également sur les repères anatomiques identifiés dans les clichés afin de déterminer les paramètres géométriques de l'environnement [Cheriet et Meunier 1999; Kadoury et al. 2007].

1.8.3 - Reconstruction du fémur en 3D, par EOS

Le système EOS (figure 31) est le fruit de la collaboration entre le Laboratoire de Biomécanique (LBM, Arts et métiers ParisTech, Paris, France), le Laboratoire de recherche en Imagerie et Orthopédie (LIO, ÉTS-CRCHUM, Montréal, Canada), l'hôpital Saint-Vincent de Paul (Paris, France) et la société EOSImaging (Paris, France).

Cet appareil est un système de radiologie numérique, réalisant simultanément deux vues orthogonales par balayage vertical. L'acquisition est réalisée de la tête aux pieds. Le patient est en position debout dans la cabine. Cette technologie utilise les détecteurs gazeux développés à partir des travaux du Pr. Charpak (Prix Nobel de Physique en 1992) qui permettent l'acquisition de radiographies basse dose. Ainsi, la dose administrée au patient est 8 fois inférieure à celle d'une radiographie conventionnelle [Kalifa et al. 1998; Dubousset et al. 2005; Deschenes et al. 2010].

Les ensembles sources-détecteurs étant fixes, l'environnement 3D du système est parfaitement connu et ne nécessite pas d'avoir recourt à une procédure de calibration à chaque nouvelle acquisition. A ce jour, on compte une soixantaine de systèmes EOS installés dans différents pays (France, Canada, États-Unis, Italie, Singapour, entre autres).

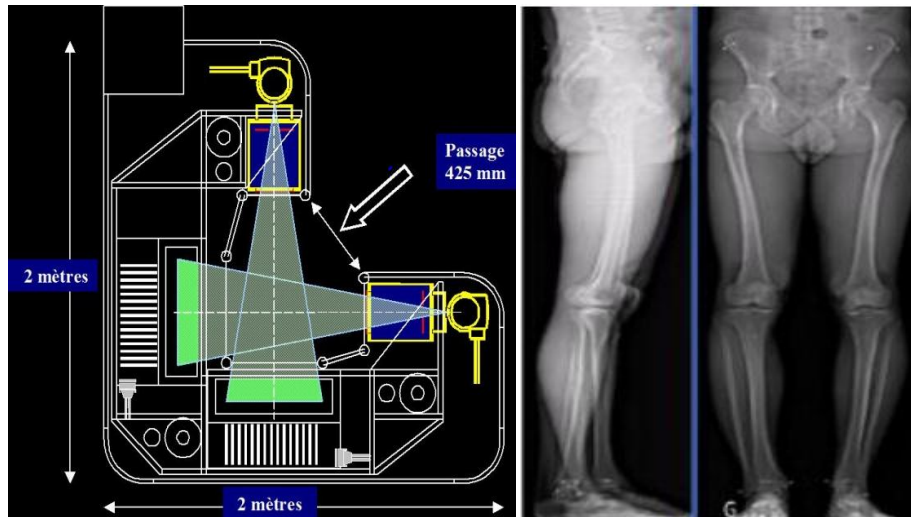




Figure 31 : Le système EOS™ biplan à détecteurs gazeux (EOS imaging) (a) Principe du système EOS™, (b) Exemple de radiographie face-profil des membres inférieurs, (c) Exemple prototype

1.9 - Méthodes reconstruction tridimensionnelles des structures osseuses

Dans les paragraphes précédents, il a été montré que le calcul est imprécis et peu reproductible quand il s'agit d'utiliser une radiographies conventionnelles en 2D. De même pour le calcul des paramètres cliniques tels que la torsion fémorale (TF) et la torsion tibiale (TT) [Chaibi 2010].

L'alternative proposée par plusieurs auteurs [Chaibi 2010] est le calcul de ces paramètres à partir d'une reconstruction tridimensionnelle issue du CT-Scan ou de la radiographie biplan.

Pour les deux dernières techniques, le calcul des paramètres cliniques nécessite une reconstruction en 3D complète et précise des structures osseuses du fémur et du tibia.

Si la précision du calcul des paramètres cliniques à partir des reconstructions 3D issues de coupes sériées est démontrée, il reste que les doses associées à ce type de reconstruction ne sont pas négligeables. D'autres paramètres sont aussi important, le temps de calcul, nécessaire à la procédure de reconstruction et le calcul des paramètres cliniques. En raison de ces limites, l'utilisation de ces techniques reste très problématique.

Les reconstructions en 3D issues de radiographies biplans ont l'avantage d'utiliser un système d'imagerie peu irradiant, précis et d'offrir un calcul automatique des indices cliniques avec une précision relativement bonne [Chaibi 2010]. La limite de ces méthodes réside dans le temps qui est non négligeable, nécessaire à la reconstruction 3D.

Pour ces raisons que nous avons décidé de présenter une brève revue bibliographique afin de répertorier les différentes méthodes de reconstruction à

partir de coupes sériées. Nous décrivons les méthodes de reconstruction des structures osseuses en général et du membre inférieur en particulier.

1.9.1 - Reconstruction à partir de coupes séries

Les méthodes de reconstruction à partir de coupes sériées permettent, à partir des images 2D, d'obtenir une modélisation tridimensionnelle des structures anatomiques. La méthode de base fait appel à des techniques manuelles, semi-automatiques et automatiques de segmentation permettant de délimiter les contours des structures d'intérêts sur chacune des coupes. A partir des contours numérisés sur chaque coupe, une opération de connexion des segmentations permet d'obtenir un maillage surfacique de l'objet. L'algorithme le plus courant permettant de réaliser cette opération est l'algorithme des « marching cubes » (Lorensen and Cline 1987) Afin de faciliter l'étape de segmentation manuelle, cette dernière peut être remplacée par des techniques semi-automatiques, telle que « la méthode de propagation des contours » dans les coupes successives. L'opérateur numérise manuellement une ou plusieurs coupes de son choix; à partir de cette première initialisation, des algorithmes de traitement d'images permettent de segmenter automatiquement les coupes adjacentes. Huang (Huang et al 2006) a utilisé cette méthode pour la segmentation d'organes tels que le cœur et le foie. Dieudonné (Dieudonne et al. 2007) a utilisé cette approche pour la segmentation des organes tels que les poumons et le foie.

Une autre méthode basée sur « la définition des volumes d'intérêt » consiste à identifier un volume d'intérêt réduit autour de la structure à segmenter. Des techniques de segmentations en 3D par traitement d'image sont alors utilisées pour identifier les voxels appartenant à la région d'intérêt.

Finalement, des méthodes s'appuyant sur des « modèles prédéfinis » ont été aussi développées.

Klein (Klein et al 2008) a utilisé ce type d'approche afin de segmenter automatiquement la prostate à partir de coupes IRM. L'auteur utilise une base de données de coupes IRM de 50 patients, segmentées au préalable. Ces modèles sont recalés sur les coupes IRM du patient à l'aide d'une mesure de similarité, puis fusionnés afin de segmenter la prostate du patient. Une comparaison entre les segmentations automatiques et manuelles a montré que 75% des écarts étaient inférieurs à 1.5mm.

Ces approches sont très intéressantes, uniquement lorsque les intensités des voxels de la structure à reconstruire présentent un contraste important dans la zone de recherche. Cependant, l'intervention de l'opérateur reste souvent requise comme pour la phase d'initialisation, de vérification, de correction, etc. La proximité de plusieurs structures anatomiques présentant des voxels de mêmes intensités, le cotyle et la tête fémorale (Kang et al. 2003), par exemple, complique cette opération de segmentation semi-automatique.

1.9.2 - Reconstruction à partir de radiographie biplan

La stéréoradiographie, associée à des algorithmes de reconstruction 3D, peut être la meilleure alternative aux méthodes de reconstructions à partir de coupes sériées. Le principe de basé est l'utilisation de deux radiographies orthogonales ou obliques, afin que les données géométriques et positionnelles (source et plan de projection) soient connues. L'extraction manuelle ou automatique de l'information pertinente, recalage d'un modèle prédéfini (dit modèle générique ou morpho-réaliste généralement issu de reconstruction 3D à partir de coupes sériées) et, enfin, l'obtention d'un modèle tridimensionnel personnalisée.

1.9.2.1 - par SCP

Les méthodes de modélisation 3D « SCP » s'appuient sur la reconstruction de points anatomiques en 2D « Stereo-Correspondants », c'est-à-dire identifiés dans chacune des deux radiographies. Une fois les points repères, leurs positions est calculées dans l'espace 3D, par l'intersection de 2 droites de contraintes épipolaires joignant les sources aux identifications 2D sur les plans images. En pratique, cette intersection idéale n'est pas réalisable à cause des erreurs induites lors de l'identification des points anatomiques sur les radiographies. L'intersection est donc considérée comme le milieu du segment joignant les 2 droites de contraintes. Cette méthode a été exploitée par Pearcy et Stokes (Pearcy 1985, Stokes et al. 1981) afin de reconstruire en 3D des vertèbres lombaires : 6 à 9 points SCP ont été identifiés puis reconstruits grâce à l'algorithme DLT (pour « Direct Linear Transformation ») (Abdel-Aziz and Karara 1971). Néanmoins, aucun modèle 3D détaillé n'a été valide.

Afin d'obtenir de modèles 3D plus élaborés, certains auteurs proposent de saisir davantage de points SCP dans chacune des radiographies (Aubin et al. 1997, Gauvin et al. 1998). Pour la reconstruction 3D du bassin, par exemple, Gauvin propose 19 points SCP. Les points 3D sont ensuite reconstruits par l'algorithme DLT. Ainsi, un modèle est obtenu et la validation sur 2 bassins secs isolés a montré un écart de $2ET = 4.8$ mm en comparaison avec des mesures directes.

Les modèles simples issues de ces approches restent limitées en termes de précision et de représentation tridimensionnelle. L'introduction de modèles génériques et l'identification d'un plus grand nombre de repères SCP permettent, dans un contexte in vitro, de gagner en précision (Aubin et al. 1997). Néanmoins, ces auteurs soulignent la difficulté à identifier certains repères anatomiques sur les deux radiographies.

1.9.2.2 - Reconstruction par NSCP

Les méthodes basées sur les points SCP comportent des limites car peu de repères anatomiques sont facilement identifiables sur les deux radiographies. En revanche, de nombreux repères sont facilement identifiables sur l'une des deux radiographies uniquement. D'où l'idée d'augmenter le nombre de repères anatomiques et de proposer des méthodes « NSCP » pour « Non Stereo-Corresponding Points ».

Dans un environnement calibré, la seule information disponible sur ces points est leur position 3D, placée sur la droite joignant la source de rayons X à leur projection 2D dans le plan de l'image. Pour rajouter de l'information, des auteurs (Veron 1997, Mitulescu et al. 2002, Mitulescu et al. 2001, Mitton et al. 2000) proposent d'introduire un modèle générique de la structure à reconstruire, tout en s'assurant que la solution recherchée est relativement proche de ce dernier. En général, l'initialisation de l'objet générique est proposée à partir des points SCP numérisés. Disposant des contraintes imposées par les points NSCP et éventuellement de points SCP, une transformation élastique du modèle générique est alors appliquée, tout en minimisant l'énergie de déformation du maillage de ce dernier. Finalement, une déformation par Krigeage (Trochu 1993) est appliquée à l'ensemble du modèle générique.

Ces méthodes ont été évaluées in vitro sur des vertèbres isolées avec des écarts (2RMS) de 2.0 mm à 2.8 mm par rapport à des mesures directes (Mitulescu 2001, Veron 1997) et sur quatre bassins isolés avec des écarts de 3.8 mm comparés à des mesures directes (Laporte 2002, Mitulescu 2001). D'autre part, Mitulescu et al. (Mitulescu 2001) ont montré, par une analyse in vitro et à partir de 30 vertèbres lombaires isolées, que l'ajout de points NSCP permettait de réduire les écarts de forme par rapport à des mesures directes de 7.2 mm (6 points SCP) à 2.8 mm (6 points SCP + 19 points NSCP). Finalement, une étude réalisée par Mitulescu (Mitulescu et al. 2002) sur 58 vertèbres scoliotique in vivo, a montré que la méthode NSCP permettait de réduire les écarts de forme par rapport au CT-scan de 6.4 mm (6 points SCP) à 4.0 mm (6 points SCP + 19 points NSCP).

Néanmoins ces méthodes présentent un grand désavantage : le temps nécessaire à la numérisation de tous les points requis (12 points SCP + 58 points NSCP pour un

bassin). De plus, l'étape d'initialisation des modèles génériques semble être l'étape clé qui conditionne la rapidité de la convergence des algorithmes de reconstruction.

1.9.2.3 - Reconstruction par NSCC

Dans le cadre de sa thèse, Laporte (Laporte 2002, Laporte et al. 2003), propose une méthode en s'appuyant sur les mêmes principes de déformation d'un modèle générique, mais à partir de l'identification des contours non stéréo-correspondants, a été proposée. Cette méthode, dite NSCC (pour « Non Stereo- Corresponding Contours ») (figure 32) a été appliquée, dans un premier temps, au fémur distal et au tibia proximal. Contrairement à la méthode NSCP, les points de l'objet générique associés aux contours ne sont pas étiquetés. Cependant, le modèle générique est décomposé en « régions anatomiques » permettant de définir la localisation d'un point ou d'un triangle.

Les principales étapes de cette méthode sont les suivantes :

- Définition d'un objet générique surfacique décomposé en régions anatomiques,
- Identification manuelle, sur les clichés radiologiques, des contours 2D et de repères SCP et NSCP,
- Recalage de l'objet générique afin d'obtenir une solution initiale à partir des informations radiologiques (points et contours),
- Projection des contours tridimensionnels de l'objet générique 3D dans les plans 2D radiographiques,
- Association des contours retro-projetés avec les contours radiologiques identifiés,
- Recalage élastique itératif : optimisation de la solution initiale à partir des associations précédentes,
- Déformation non-linéaire itérative par krigeage optimisé de l'objet 3D à partir des associations et obtention de la reconstruction tridimensionnelle personnalisée

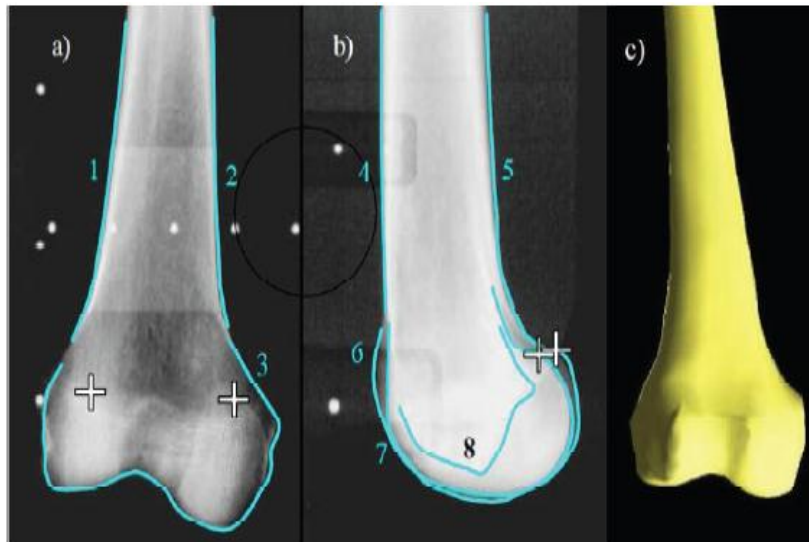


Figure 32 : Illustration des points NSCP, des contours NSCC identifiés dans les deux radiographies et le modèle morpho-réaliste 3D (Laporte 2002)

La méthode a été évaluée en précision de forme (écarts points-surface = 2RMS) en comparaison avec des reconstructions 3D issues du CT-Scan à 2.8 mm (Max: 5.0 mm) pour le fémur in vitro (8 fémurs secs distaux) (Laporte 2002) et à 2.4 mm (Max : 7.0 mm) pour le fémur in vivo (4 fémurs distaux arthrosiques) (Bauer 2002); à 1.8 mm (Max : 4.8 mm) pour le tibia in vitro (7 tibias proximaux secs) (Laporte 2002) et à 3.8 mm (Max : 7.3 mm) pour le tibia in vivo (4 tibias proximaux arthrosiques) (Bauer 2002); à 2.0 mm (Max : 6.7 mm) pour le fémur proximal (15 fémurs proximaux secs non pathologiques) (Le Bras 2004) et finalement à 4.3 mm pour le bassin in vitro (3 bassins isolés) (Mitton et al 2006).

Bien que très précise, cette méthode présente le grand désavantage de ne pas permettre un déploiement en routine clinique en raison du temps de reconstruction. Celui-ci a été évalué entre 15 et 20 minutes pour un fémur proximal (Le Bras et al. 2004) et à 35 minutes pour un membre inférieur complet (Node-Langlois 2003).

1.9.2.4 - Reconstruction par composants principaux

Mahfouz (Mahfouz et al. 2006) utilisé une méthode de déformation de modèles définis par l'analyse en composantes principales d'une base de données de fémurs. La base de données en question constitue une base d'apprentissage dans laquelle chaque modèle de fémur est décrit par un ensemble de paramètres morphologiques et cliniques (l'axe fémoral anatomique, l'axe fémoral mécanique, etc). A partir de cette base de données, un modèle moyen est construit et les modes de déformations principaux de la base autour de ce modèle moyen sont recherchés. Cette méthode permet de réduire considérablement les inconnues du système de

déformation. Le modèle statistique déformable moyen est ensuite initialisé par recalage manuel rigide sur les deux radiographies. C'est à partir de ce premier positionnement qu'un algorithme de traitement d'image est exécuté. Dans ce cas précis, des radiographies simulées sont générées et comparées aux radiographies réelles via un critère de similarité s'appuyant sur la corrélation croisée (corrélation de gradients). Finalement, un algorithme génétique est utilisé afin de rechercher le mode de déformation (recalage rigide et élastique) du modèle statistique permettant de maximiser la similarité entre les radiographies réelles et simulées.

La méthode a été évaluée seulement sur un fémur sec in vitro avec un écart point-surface moyen de $2RMS = 0.1$ mm par rapport à une reconstruction 3D CT-Scan du même fémur. Néanmoins, l'utilisation de cette méthode nécessite des modèles volumiques, car les modèles surfaciques ne permettent pas de générer des radiographies simulées. Mahfouz ne donne pas de détails quant au modèle de fémur utilisé. De plus, la base d'apprentissage doit être assez large pour être représentative des déformations potentielles. L'auteur ne donne ni le nombre de modèles ni de paramètres introduits dans cette base. Finalement,

L'initialisation manuelle reste un souci de taille, car un recalage proche de la solution recherchée est une condition indispensable à la convergence des algorithmes

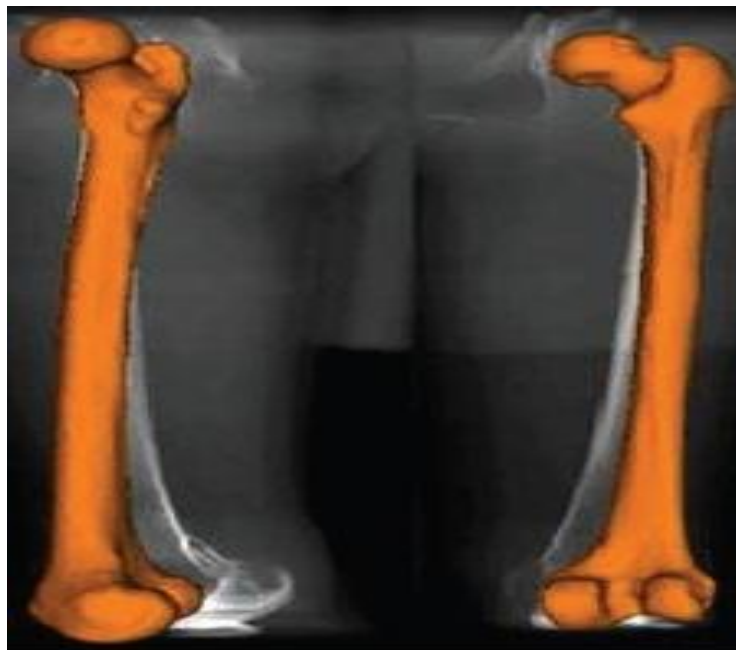


Figure 33 : Positionnement manuel d'un modèle statistique déformable moyen sur une paire de radiographies simulées (Mahfouz 2006)

D'autres auteurs ont utilisé les méthodes de déformations de modèles déformables par analyse en composante principale pour la reconstruction de vertèbres et du rachis (Fleute 2001, Benameur et al 2003, Benameur et al 2005). Fleute (Fleute 2001) a proposé une base de données de 30 vertèbres lombaires reconstruites à partir de coupes scanner. Un modèle moyen de vertèbre est donc défini ainsi que les dix modes principaux de déformation. Le modèle déformable est ensuite initialisé par recalage manuel rigide et ses contours sont retro-projetés sur les deux radiographies. Par la suite, une segmentation manuelle des contours des vertèbres est effectuée sur les radiographies. Une correspondance entre les contours retro-projetés et les contours extraits dans les images est mise en place à l'aide de l'algorithme « Iterative Closest Point » (Besl and McKay 1992). Cette technique permet d'associer chaque point du contour extrait du modèle au point le plus proche parmi les contours détectés dans l'image. Cette étape a pour but d'effectuer un recalage rigide afin d'optimiser le positionnement du modèle.

Ensuite, un recalage élastique « Levenberg-Marquardt » est appliqué afin d'affiner la forme du modèle reconstruit. La précision de cette méthode a été évaluée sur une seule vertèbre L2 in vitro avec un écart point-surface par rapport à un modèle 3D CT-Scan évalué à $2\text{RMS} = 2.5 \text{ mm}$

Néanmoins, ici aussi l'étape d'initialisation manuelle reste un problème majeur. De plus, aucune validation in vivo n'est effectuée.

Benameur (Benameur et al. 2005) quant à lui introduit une base de données d'apprentissage de 30 vertèbres saines et 30 vertèbres scoliotiques numérisées à partir de mesures directes. Les vertèbres sont ensuite initialisées par recalage semi-automatique grâce à une approche hiérarchique. Ainsi, et afin d'obtenir une initialisation rigide du modèle générique d'une première vertèbre, on numérise 2 points SCP sur la seule vertèbre L5. Les algorithmes de recalage automatique sont alors lancés pour cette dernière, la position obtenue permet d'initialiser la vertèbre sus-jacente, qui est ensuite recalée à son tour par traitement d'image et ainsi de suite pour l'ensemble des vertèbres.

La méthode de recalage s'appuie sur la détection automatique des contours radiographiques à l'aide du filtre de Canny-Deriche (Deriche 1987). Les contours du modèle recalés sont retro-projetés sur les radiographies et une correspondance entre ces derniers et les contours extraits dans les images est effectuée permettant ainsi un recalage rigide suivi d'un recalage élastique à l'aide de l'algorithme de « Descente de gradient ». La précision de cette méthode a été évaluée sur 57 vertèbres in vivo avec un écart point-surface par rapport à un modèle 3D CT-Scan évalué à $2\text{RMS} = 3.8 \text{ mm}$ pour les vertèbres lombaires et 3.3 mm pour les vertèbres thoraciques. Néanmoins, l'évaluation de l'approche hiérarchique n'a été réalisée que sur des segments de vertèbres très courts (de deux à trois vertèbres), ce qui facilite

grandement cette initialisation hiérarchique de proche en proche (Humbert 2008). Enfin, notons que les temps de calcul nécessaires aux algorithmes de recalage ne sont pas mentionnés.

De Momi (De Momi 2006) reprend les travaux de Fleute pour la reconstruction de la partie distale du fémur, à la différence que les radiographies ne sont pas calibrées spatialement, ce qui ajoute des paramètres pour la convergence des algorithmes, notamment au niveau du recalage des objets.

L'avantage de cette méthode réside dans la segmentation des contours radiographiques qui est faite de façon automatique grâce au filtre de Canny (Canny 1986). Cependant, la base de données d'apprentissage ne comprend que 6 fémurs proximaux. La méthode a été uniquement évaluée sur un spécimen avec une précision proche de celle de Fleute (les auteurs ne mentionnent pas la valeur exacte) avec un temps de reconstruction non négligeable aux dires des auteurs eux-mêmes.

1.9.2.5 - Autres méthodes de Reconstruction du fémur

Méthode de Messmer

La méthode de reconstruction du tibia proposée par Messmer (Messmer et al. 2001) s'appuie sur deux radiographies de face et de profil. D'abord, une base de données constituée de 80 radiographies biplans de tibias cadavériques et de 80 modèles 3D CT-Scan qui leur sont associés est constituée. Ensuite, les contours radiographiques du tibia à reconstruire sont détectés. Une recherche est alors effectuée dans la base de données afin de sélectionner le tibia ayant les contours radiographiques les plus proches de ceux de l'objet à reconstruire. Pour finir, une déformation coupe scanner par coupe scanner est appliquée au modèle tridimensionnel issu de la base de données, en fonction des écarts entre les contours radiographiques de l'objet à reconstruire et les contours retro projetés de l'objet issu de la base de données.

Une validation de la méthode a été réalisée in vitro en retirant un tibia de la base de données, puis en utilisant la méthode complète à partir de la base de données ainsi restreinte. Les erreurs moyennes sont de 2.4 mm au niveau des condyles tibiaux avec des maxima allant jusqu'à 4.5 MM.

Cette méthode a également été utilisée sur un cas clinique présentant une fracture du tibia. Néanmoins, aucune validation in vivo n'est proposée.

Méthode de Sato (2004)

Sato (Sato et al. 2004) a proposé une méthode de reconstruction 3D du membre inférieur (fémur et tibia) basée sur des techniques de recalage automatique en utilisant deux radiographies (une vue de face et une vue oblique orientée de 60° par

rapport à la première). Le but est d'utiliser des modèles 3D personnalisés de membres inférieurs afin de déterminer l'alignement d'une prothèse après une arthroplastie du genou.

La première étape consiste à numériser sur les deux radiographies des formes géométriques 3D retro-projetées. Ainsi, pour le fémur, trois sphères associées à la tête fémorale et aux deux condyles fémoraux sont numérisées. Pour le tibia, des axes relatifs aux plateaux tibiaux et à l'axe tibial mécanique sont saisis. De plus, une cinquantaine de points 3D sont numérisés sur les diaphyses fémorale et tibiale. Ces numérisations ont pour but de déterminer les repères liés au fémur et au tibia (Figure 34).

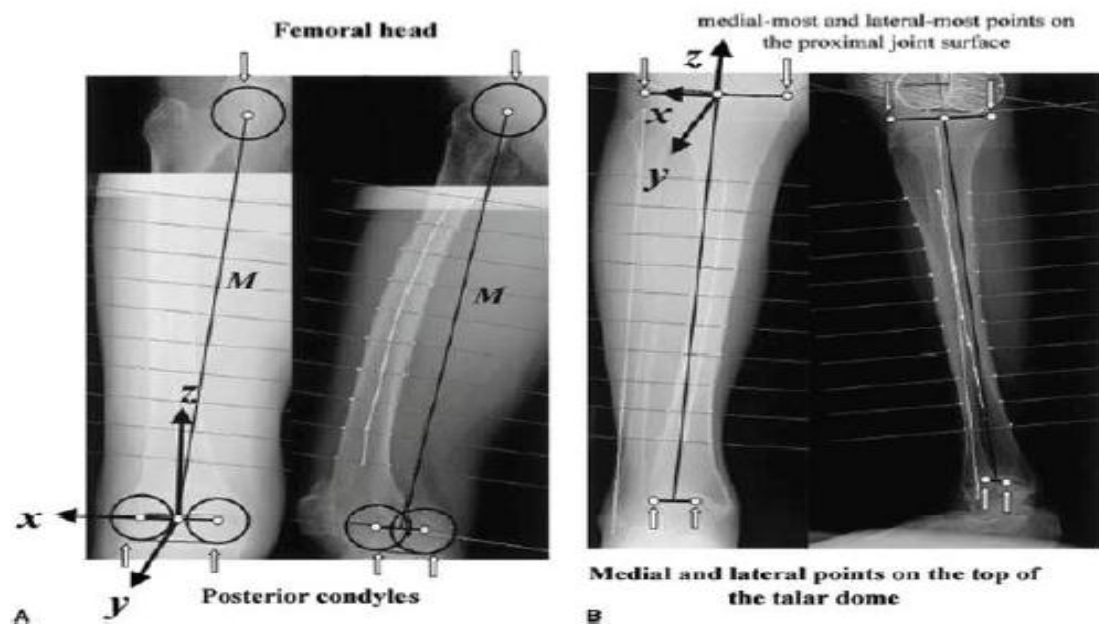


Figure 34 : Numérisation manuelle de primitives géométriques et calcul des repères liés au fémur et au tibia(Sato 2004)

Un modèle 3D d'un membre inférieur a été reconstruit à partir de coupes scanner d'un fémur et d'un tibia secs. Sur chaque coupe scanner, 50 points déterminant le pourtour osseux ont été positionnés. Des stéréoradiographies utilisant l'environnement précédemment décrit ont également été réalisées sur les deux os. Ainsi, les repères fémur et tibia des pièces dites de référence ont pu être calculés.

A partir de ces connaissances a priori, le modèle 3D est retro-projeté sur les deux radiographies (Figure 35A). Les images projetées du modèle 3D sont recalées automatiquement puis déformées grâce à une transformation élastique de telle sorte que les éléments prédéfinis sur le modèle 3D se rapprochent au plus près des

éléments précédemment déterminés sur les radiographies. Ainsi, une reconstruction personnalisée 3D du fémur et du tibia peut être finalisée (Figure 35B).

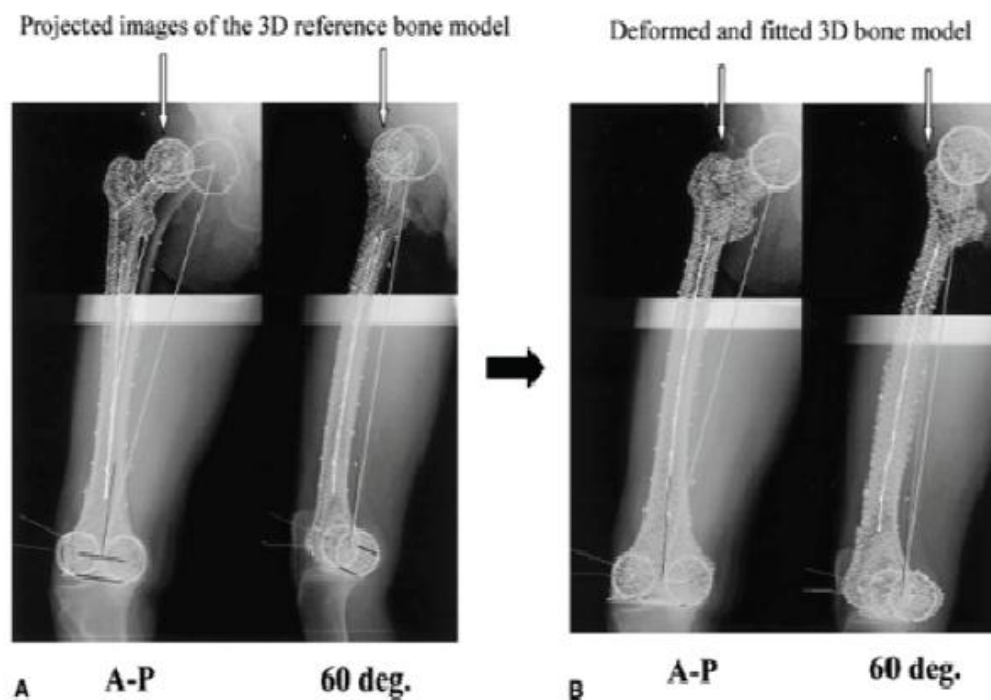


Figure 35 : Illustration des étapes de reconstruction d'après Sato (2004). A- Recalage et déformation d'un objet générique sur deux vues stéréoradiographies. B- Modèle 3D reconstruit

Les auteurs suggèrent d'utiliser ces modèles afin de calculer les paramètres cliniques propres au fémur et au tibia tels que les torsions osseuses, les angles d'alignement axial et l'angle cervico-diaphysaire.

Néanmoins, le calcul de ces paramètres n'est pas rapporté dans ces travaux. De plus, cette méthode de reconstruction 3D n'est pas évaluée par les auteurs, ni en terme de précision de forme, ni en terme de temps de reconstruction. Seul le positionnement de la prothèse de genou a été valide.

Méthode de Lee (2008)

La méthode de reconstruction 3D de fémur proposée par Lee, consiste à calculer une série de paramètres cliniques et morphologiques du fémur à partir de radiographies biplans et à déformer un modèle générique volumique conformément aux paramètres calculés.

Pour cela, un modèle volumique d'un fémur est reconstruit à partir de coupes scanner. Cinq paramètres morphologiques, dont l'offset fémoral, l'angle cervico-diaphysaire, la longueur totale du fémur, la longueur de la diaphyse fémorale ainsi que la courbure de la partie proximale de la diaphyse fémorale, sont calculés automatiquement sur ce modèle.

La méthode de reconstruction a proprement dite nécessite deux radiographies face et profil d'un fémur. L'utilisateur est amené à numériser manuellement les épiphyses proximales et distales du fémur sur les deux radiographies. La diaphyse fémorale est détectée automatiquement à l'aide d'un algorithme de détection de contours basée sur le filtre de Canny (Canny 1986). A partir des gradients de l'image, ce filtre réalise une extraction des maxima locaux et un seuillage par hysteresis⁷ afin de détecter les contours significatifs connectés entre eux. Les bruits sont préalablement filtrés grâce à un filtre gaussien. Les parties distale et proximale du fémur sont numérisées manuellement.

Grace à cette détection semi-automatique, cinq paramètres morphologiques sont calculés. En se basant sur ces paramètres et sur ceux associés au modèle générique, ce dernier est d'abord déformé grâce à une mise à l'échelle axiale et radiale. Les contours internes et externes du modèle volumique sont déformés par interpolation en accord avec ceux numérisés sur les radiographies.

Cette méthode a été évaluée sur seulement 2 fémurs sains in vivo en comparant les valeurs des paramètres calculés sur les modèles 3D reconstruits avec celles calculées à partir des contours radiologiques.

Néanmoins, cette méthode nécessite une intervention manuelle de l'opérateur conséquente. En effet, bien que les diaphyses soient détectées automatiquement, il reste à la charge de l'opérateur de numériser sur les deux vues les parties distales et proximales du fémur. La superposition des quatre condyles ou des deux têtes fémorales sur la vue de profil rend cette tâche difficile. Le positionnement exact du sujet n'est pas mentionné et les auteurs restent imprécis quant à la numérisation manuelle des contours en vue de profil. Finalement, la méthode n'a pas été évaluée en terme de précision de forme. Le temps de reconstruction n'est pas rapporté.

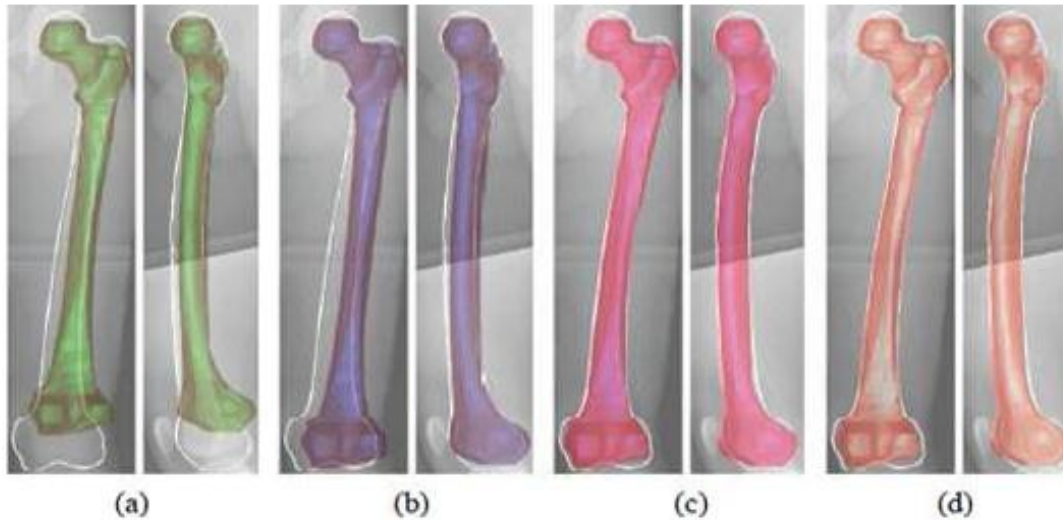


Figure 36 : Illustration des différentes étapes de reconstruction d'après Lee (2008). a- Solution initiale d'un modèle générique projeté sur deux radiographies (face et profil). b/c – Mise à l'échelle et déformation du modèle initial. d- Modèle 3D reconstruit

Méthode de Dong (2009) et Zheng (2007)

La méthode de reconstruction du fémur proximal proposée par Dong (Dong and Zheng 2009) et Zheng (Zheng and Dong 2007) s'appuie sur un modèle statistique défini par l'analyse en composantes principales. Ce dernier est initialisé par recalage automatique rigide sur les radiographies. Pour cela, les auteurs utilisent 4 images fluoroscopiques du fémur : deux au niveau du fémur proximal (incidences non précisées) et deux autres au niveau de la diaphyse fémorale proximale (incidences non spécifiées) (Figure 37A).

Afin de retrouver la déformation rigide initiale du modèle statistique, un modèle paramètre simplifié (MP) du fémur proximal a été constitué. Ce dernier est composé de trois formes géométriques : sphère pour la tête fémorale, cône tronqué pour le col fémoral et un cylindre pour la diaphyse proximale. Un algorithme basé sur un filtre Bayésien (Bayesian Network Algorithm) (Zheng 2007) a été développé afin de recalibrer automatiquement le modèle paramètre sur les radiographies et calculer un repère associé. Un deuxième repère est calculé sur le modèle statistique utilisant les mêmes composantes géométriques que celles du modèle paramètre. Ces deux repères sont ensuite pris en compte afin de recalibrer grâce à une transformation rigide le modèle statistique sur les radiographies (Figure 37B).

Les contours du modèle statistique sont ensuite retro-projetés sur seulement deux radiographies (deux incidences aux niveaux du fémur proximal). La détection des contours est effectuée automatiquement au voisinage des contours retro-projetés

grâce à un algorithme statistique itérative (Bayesian Network-based Shape Matching Algorithm) qui est une combinaison entre une méthode de segmentation et un recalage non rigide (Figure 37C). Pour finir, un recalage non-rigide 2D/3D est appliqué (Iterative Image-to-Model Correspondence-Establishing Algorithm) afin de déformer le modèle statistique sur les contours détectés automatiquement.

La méthode de recalage automatique du modèle paramètre a été évaluée sur 10 fémurs secs (Zheng and Dong 2007). Pour cela, deux reconstructions ont été effectuées, l'une se basant sur un recalage manuel du MP et l'autre sur le recalage automatique décrit dans cet article. Une comparaison point surface entre chaque reconstruction et un modèle de référence a été effectuée. Une erreur moyenne de 1.3 mm a été trouvée pour la méthode automatique, contre 1.2 mm pour la méthode manuelle. Les 2RMS, les erreurs maximums et le temps nécessaire au recalage automatique ne sont pas rapportés.

La méthode de reconstruction a été validée par Dong (Dong and Zheng 2009) sur 3 cas cliniques de fémurs proximaux. Ces derniers ont été d'abord reconstruits grâce aux contours détectés automatiquement, ensuite, grâce aux contours détectés manuellement. Une comparaison de formes entre les deux reconstructions a été réalisée. La moyenne des erreurs est évaluée à 1.1 mm avec des erreurs maximales (chiffre exacte non rapporté) situées probablement, d'après les auteurs, au niveau de la tête fémorale.

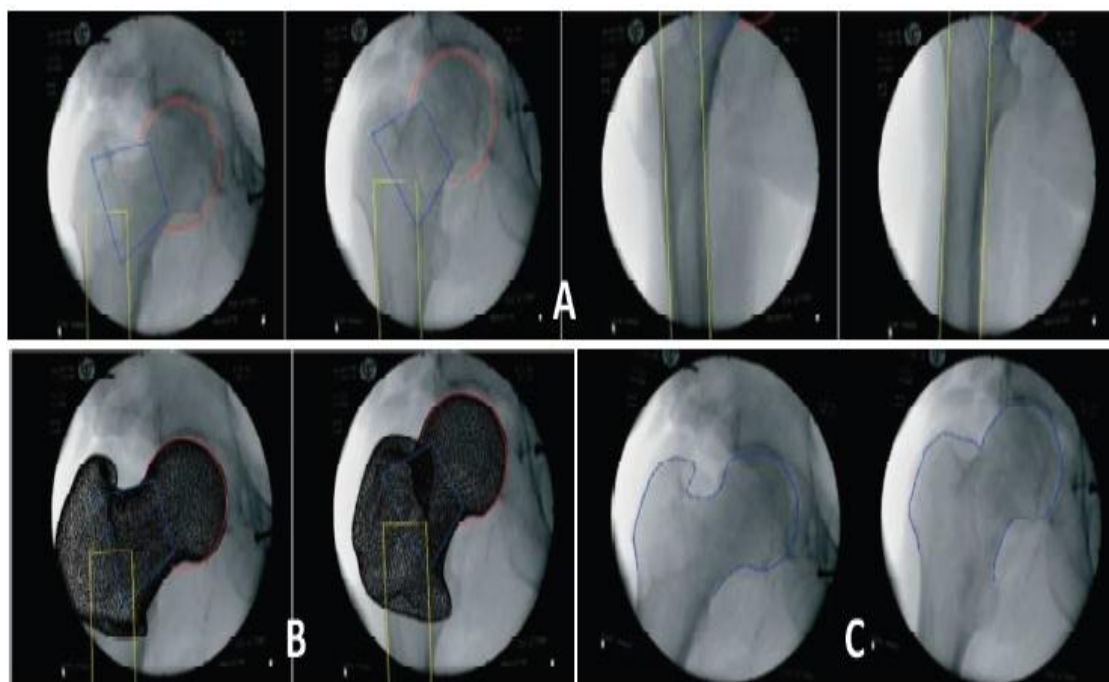


Figure 37 : Illustration de la méthode de reconstruction d'après (Dong 2009) et (Zheng 2007). A – Recalage automatique d'un modèle paramètre sur 4 radiographies. B – Recalage rigide automatique d'un modèle statistique sur deux radiographies. C – Détection automatique des contours radiologiques

Une deuxième évaluation a été réalisée sur 5 fémurs proximaux secs in vitro reconstruits grâce à la méthode décrite précédemment. Une comparaison point-surface entre ces modèles et des modèles reconstruits à partir des coupes scanner montre un écart moyen de 1.6 mm avec un 2RMS de l'ordre de 4.4 mm (Cette valeur est approximative car les résultats ne sont rapportés que graphiquement).

Pour conclure, l'approche proposée par Dong et Zheng est intéressante car elle est entièrement automatique au niveau du recalage de la solution initiale et au niveau de la détection des contours. Néanmoins, elle n'a été évaluée que sur le fémur proximal avec des erreurs au niveau de la tête fémorale dues à la superposition de cette dernière avec les cotyles. Cette limite peut être encore plus importante si la méthode de reconstruction est appliquée au niveau du genou, partie anatomique très sensible aux superpositions osseuses, surtout dans le cas de genoux arthrosiques. Aussi, le temps de reconstruction et les erreurs maximales ne sont pas rapportés.

1.9.2.6 - Méthodes de Reconstruction du fémur utilisant des modèles paramétriques

Ces méthodes de reconstruction 3D, comme leur nom l'indique, utilisent des modèles paramètres simplifiés et des mécanismes d'estimation s'appuyant sur des méthodes basées sur des inférences statistiques utilisant des basés de données de l'objet à reconstruire (Pomero et al. 2004, Baudoin et al. 2008, Humbert et al. 2009). Le but est de définir une initialisation rapide et robuste d'un modèle pré-personnalise proche de la solution recherchée. Par la suite, ce modèle pré-personnalise peut être ajuste pour obtenir une reconstruction tridimensionnelle personnalisée.

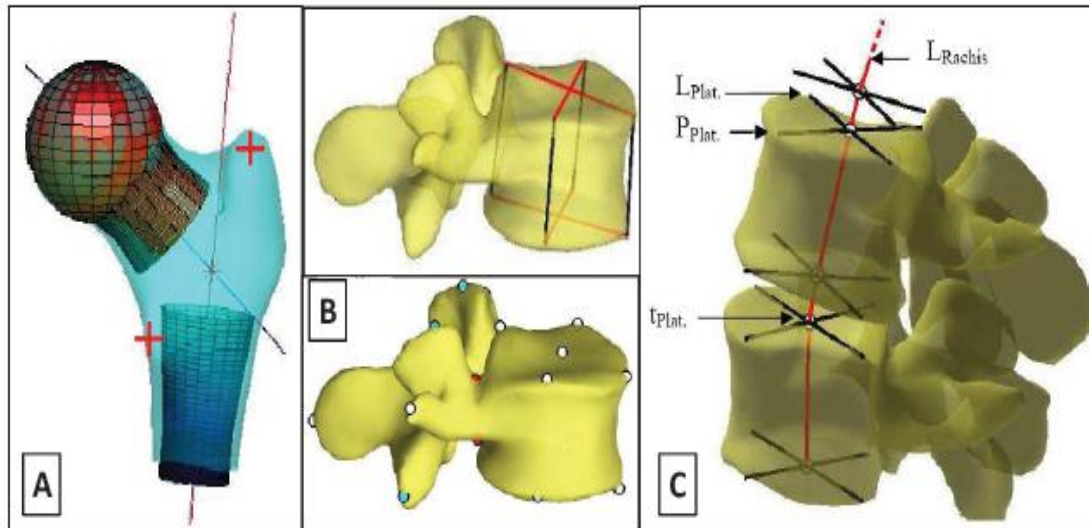


Figure 38 : Modèles paramètres du fémur proximal (A) (Baudoin 2007), de la vertèbre (B) (Pomero 2004) et du rachis (C) (Humbert 2008)

Des descriptions paramétrées ont été proposées par différents auteurs et pour différentes structures osseuses. Ainsi, pour le fémur proximal, les descriptions paramétrées s'appuient sur 33 paramètres dimensionnels (Figure 38A), tandis que le modèle paramètre du bassin est représenté par les coordonnées de 42 points anatomiques 3D (Baudoin 2008). Pour les vertèbres, une représentation basée sur 8 dimensions caractéristiques du corps vertébral et sur les coordonnées de 21 points anatomiques a été proposée (Pomero et al. 2004) (Figure 38B). Pour le rachis, Humbert (Humbert et al. 2009) proposé 103 paramètres supplémentaires (longueur spinal du rachis, largeur et profondeur des vertèbres, abscisse curviligne de chacun des plateaux) (Figure 38C).

En se basant sur ces modèles, l'opérateur est amené à saisir un sous-ensemble des paramètres descripteurs dans les clichés. Ainsi, pour le fémur proximal, l'opérateur modélise la tête fémorale par une sphère et numérise les contours de la diaphyse proximale dans chacune des deux vues (Baudoin et al. 2008). Pour le bassin, l'opérateur numérise deux sphères sur les cotyles ainsi que le plateau sacre afin de définir 5 paramètres dimensionnels (Baudoin 2008).

Pour la vertèbre, il numérise les 4 coins des corps vertébraux (Pomero et al. 2004). Pour le rachis, l'opérateur identifie dans les deux radiographies une courbe passant par les barycentres des corps vertébraux et numérise les dimensions des deux plateaux « limites » (plateaux supérieur de T1 et inférieur de L5) (Humbert 2008).

Finalement, à partir de ces quelques paramètres descripteurs saisis dans les radiographies,

L'algorithme statistique cherche à estimer l'ensemble des paramètres décrivant les modèles. Certaines approches s'appuient sur des bases de données des modèles à reconstruire afin d'estimer, par inférences statistiques, les paramètres du modèle. Par exemple, dans le cas des vertèbres (Pomero et al. 2004), une base de données de plus de 1600 vertèbres isolées, saines et scoliotiques, est prise en compte afin d'inférer les coordonnées des autres points 3D non identifiés sur les radiographies. Dans ce cas précis, il s'agit d'inférences transversales car les paramètres estimés et numérisés appartiennent au même objet. En plus d'inférences transversale, Humbert utilisé une base de données de 175 rachis (91 asymptotiques, 47 avec scoliose modérée et 37 avec scoliose sévère) afin de proposer un modèle d'inférences statistiques longitudinales. Cette même technique d'estimation à partir d'inférences statistiques transversales comprenant une base de données de 60 fémurs proximaux sains a été utilisée au niveau du fémur proximal (Baudoin et al. 2008).

Pour toutes ces méthodes, des modélisations morpho-réalistes des objets à reconstruire sont utilisées en déformant – grâce au Krigeage par exemple - un objet générique afin d'obtenir un modèle pré-personnalisé. A partir de cette initialisation le modèle pré-personnalisé peut être ajusté - ajustement manuel de points de contrôles (Humbert et al. 2009, Pomero et al. 2004) ou à partir de l'identification manuelle des contours de l'objet et de l'algorithme NSCC (Baudoin et al. 2008) – afin d'obtenir une reconstruction 3D personnalisée.

L'évaluation des méthodes a été réalisée par les auteurs en rapportant la précision de formes des modèles reconstruits - en les comparant à des modèles de références reconstruits à partir de coupes scanner. Ainsi, pour les modèles pré-personnalisés de vertèbres, Pomero (Pomero et al. 2004) a montré sur 58 vertèbres scoliotiques in vivo une précision de 1.4 ± 3.6 mm (moy \pm 2RMS) avec un temps de reconstruction de 14 minutes. Humbert (2009), quant à lui, a évalué sa méthode sur 40 vertèbres thoraciques et lombaires in vivo avec une précision de 1.3 ± 3.6 mm pour le modèle Pré personnalisé (avec un temps moyen de reconstruction de 2 minutes et 30 secondes) et une précision de 1.0 ± 2.7 mm (avec un temps moyen de reconstruction de 10 minutes) pour un modèle personnalisé 3D.

En ce qui concerne le fémur proximal, l'étude réalisée par Baudoin (Baudoin et al. 2008) sur 15 fémurs proximaux secs in vitro montre une précision de 0.8 ± 2.2 mm (Max : 5.2 mm). Le temps de reconstruction avec cette nouvelle méthode a été évalué à environ 5 minutes en comparaison à 15-20 minutes avec les méthodes précédentes (Le Bras et al. 2004). Ceci démontre que l'initialisation proposée par ces méthodes basées sur des modèles paramètres et des techniques d'estimation statistiques permettent de gagner en robustesse et d'améliorer la convergence des algorithmes.

Néanmoins, et en ce qui concerne le membre inférieur, cette méthode n'a été évaluée que sur la partie proximale du fémur et nécessite encore une intervention manipulateur assez fastidieuse quant à la numérisation manuelle des contours radiographiques. Cette limite peut encore augmenter dans le cas de la reconstruction d'un membre inférieur complet.

2 - Reconstruction en 3D de deux fémurs sains à partir de coupes séries, étude morpho-métrique

2.1 - Introduction

La reconstruction en 3D des structures osseuses devient un enjeu majeur en clinique pour la planification chirurgicale et le suivi de l'évaluation des pathologies. La reconstruction en 3D fait appel aux paramètres cliniques du fémur.

Le présent travail est basé sur la reconstruction à partir de coupes séries (CT-scan) qui nécessite une bonne résolution. Notre travail utilise des images d'une paire de fémurs, gauche et droit, d'un patient Algérien de 43 ans.

Pour reconstruire les 2 fémurs en 3d, on importe le fichier radio qui comporte les clichés de sections de coupe du notre patient sous Mimics tel que dans ces coupes ils apparaissent les os, les muscles, les articulations, les organes...etc. On prend toutes les sections axiales des deux jambes qui coupent les deux fémurs, ensuite dans chaque section on colore les zones osseuses fémorales, cette étape de coloration

elle-même est divisée en deux étapes la première est la coloration automatique dans laquelle on sélectionne l'intervalle de densité lumineuse qui correspond aux os alors l'outil colore les pixels des zones osseuses. Dans la deuxième étape on intervient manuellement pour désélectionner les zones non fémorales surtout dans l'épiphyse proximale telle qu'on trouve des sections qui coupent le bassin osseux avec les fémurs et l'épiphyse distale tel qu'on trouve des sections qui coupent les patellas avec les fémurs aussi, puis on fait l'extrusion qui passe par les zones colorées pour obtenir les deux fémurs

La dernière étape consiste à remplir les trous qui apparaissent sur les clichés. Ces trous sont visibles sur notre reconstitution (figure 2) au niveau des épiphyses, synonyme de la présence de l'os spongieux.

Le remplissage a été fait par un lissage local pour reconstruire fidèlement.

Le rayon de la tête fémorale, la longueur du fémur, la distance entre le centre de la tête fémorale et le point Idia (intersection en 2d de l'axe de col fémorale et l'axe anatomique fémorale), l'offset fémoral, la largeur et l'épaisseur de la partie distale les rayons des condyles fémorales, les épicondyles, les extrémités postérieures et antérieures, la distance entre le barycentre des sphères condyliennes, etc., sont les paramètres cliniques que nous avons utilisé, dans leurs majorité, dans notre travail.

L'identification de ces paramètres cliniques passe nécessairement par la recherche des principaux axes et les principaux angles définissant la goniométrie complexe du fémur.

Les principaux axes sont :

- L'axe anatomique fémoral.
- L'axe de col fémoral.
- L'axe mécanique fémorale (ou l'axe de chargement).
- L'axe bicodylien.

Les principaux angles sont :

- L'angle cervico diaphysaire (ACD) : angle compris entre le col fémoral et la diaphyse fémorale.
- L'angle Fémoral Mécanique (AFM) : angle compris entre la diaphyse fémoral et l'axe mécanique fémoral.
- HKS (Hip-Knee-Shaft) : angle compris entre l'axe mécanique et anatomique du fémur.
- L'angle de torsion fémorale (ATF) : l'angle mesuré entre l'axe de col fémoral et l'axe bicodylien distal dans le plan horizontal.

Il existe plusieurs techniques permettant l'identification de ces quatre axes et quatre angles cités ci-dessus. Pour l'axe anatomique fémoral on a fait la comparaison de différentes méthodes avec celle de Yoshioka tel qu'on cite la méthode de Moreland

2,61°, Gray 2,26°, Eckhoff 4,62°, Nagamine (partie proximale 11,36°, distale 0,59°) et Chaibi 1,8°. Pour l'axe de col fémoral on a fait la comparaison aussi avec la méthode Yoshioka tel qu'on cite celle de Yoshioka lui-même, Rubin 1,51°, Tian 0,42° et Chaibi (Section basse 12,65°, sections libre et liée 14,04°)

L'objectif de ce travail, donc est d'établir une comparaison chiffrée, en 3D, entre ces méthodes.

Après la reconstruction des principaux axes selon les différentes méthodes les plus utilisées, déclinées dans la littérature, on a pu estimer la dispersion spatiale entre les angles formés par ces axes, est par-là, la différence entre ces méthodes en utilisant l'outil 3D (3-matic).

II.2 - Etudes morpho-métriques

2.2.1 - Présentation du fémur

Notre étude a été réalisée sur deux fémurs, gauche et droit, provenant du même patient. A partir d'une reconstruction en 3D en utilisant une série d'images de CT-scan obtenues au niveau de l'EHS de cardiologie de Draa Ben Khedda (W. Tizi Ouzou). Les images utilisées représentent une partie d'un corps humain, d'un patient Algérien de 43 ans. Le système osseux du patient est représenté partiellement dans la figure (1).

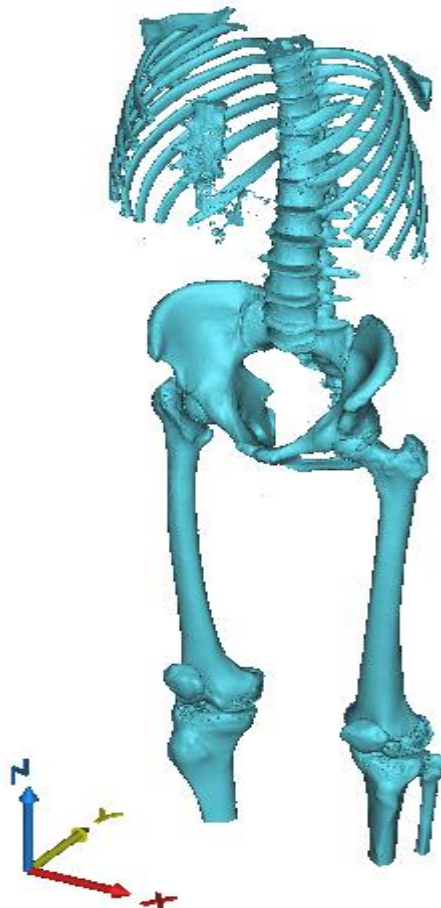


Figure 1 : Système osseux d'un sujet algérien, de sexe masculin de 43 ans

Pour répondre à l'objectif qui nous a été assigné, nous avons besoin uniquement de la paire du membre inférieur (fémur), représentée par la figure (2).

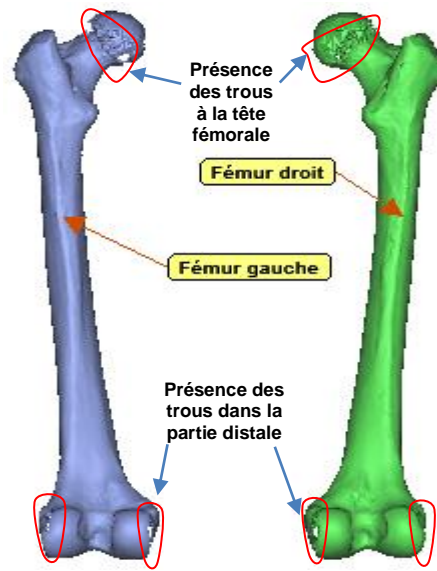


Figure 2 : Vue d'arrière fémurs réels reconstitués par Mimics

Pour palier au problème des cavités visibles au niveau de la tête fémorale (épiphyse proximale) et au niveau des épiphyses distales, nous avons procédé manuellement à remplir ces cavités par création d'une enveloppe mince et un lissage local au niveau des cavités. Le résultat obtenu est montré dans la figure (3).

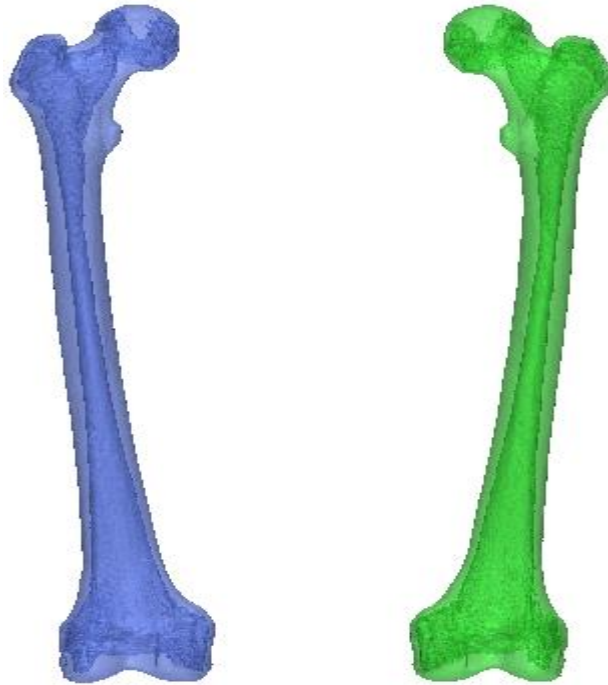


Figure 3 : Fémurs en vue postérieure corrigés avec transparence

2.2.2 - Paramètres de fémurs

Pour l'alignement des deux fémurs, nous avons établi un repère (Oxyz) en se basant le principe établi par Sudhoff [Sudhoff 2007]. Ce repère comporte les éléments suivants, figure (4) :

- l'origine O : représenté par le milieu des centres des sphères qui modélisent les condyles.
- l'axe \vec{Y} : relie l'origine O et le centre de la tête fémorale Ctf.
- l'axe \vec{Z} : définie par la projection de l'axe \vec{Z}_f , de direction la droite qui relie les centres des sphères condyliennes, sur le plan normale de \vec{Y} et passe par l'origine "O".
- l'axe \vec{X} : le résultat du produit vectoriel de \vec{Y} et \vec{Z} .

Alors les étapes pour construire ce repère pour chaque fémur sont comme suit :

- On fait établir les sphères modélisent la tête fémorale et les condyles.
- On construit l'axe \vec{Y} qu'est la droite qui passe le centre de la tête fémorale et l'origine O qu'est le milieu des centres des sphères condyliennes.
- On établit le plan π qui passe par O et perpendiculaire à \vec{Y} .

- On construit la droite Z_f qui passe par les centres des sphères condyliens.
- On construit l'axe \vec{Z} qu'est la projection de droite Z_f dans le plan π .
- On construit l'axe \vec{X} le résultat du produit vectoriel de \vec{Y} et \vec{Z} .

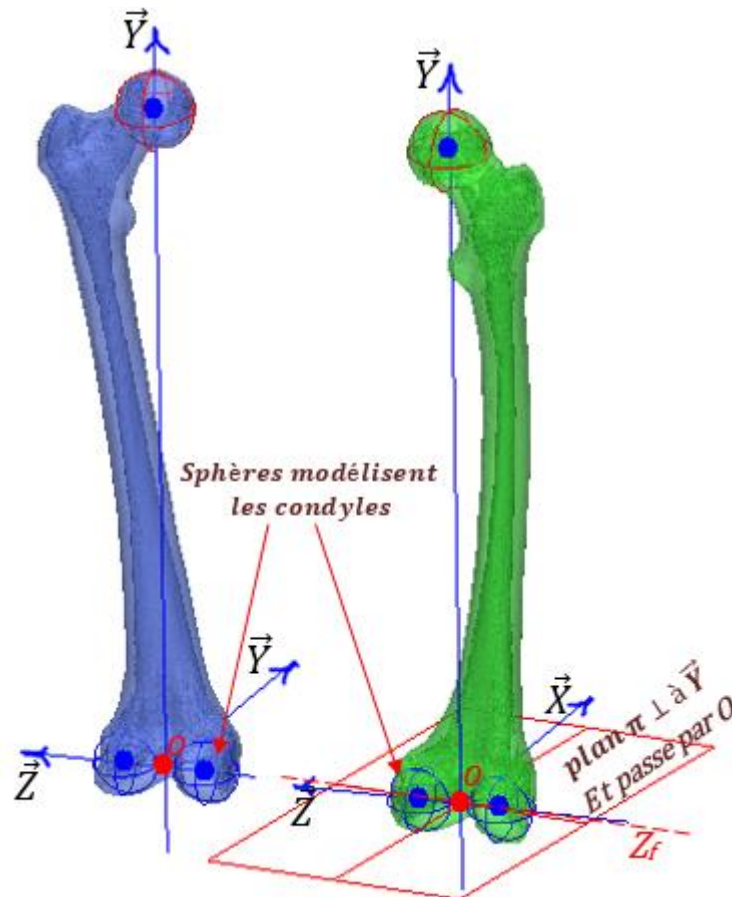


Figure 4 : Représentation de l'axe mécanique
Ctf : centre de la tête fémorale

Après la construction de ces repères qui sont liés aux fémurs, on a fait l'alignement des deux fémurs avec les axes de repère global qu'est offert par le logiciel.

2.2.2.1 - Longueurs principales des fémurs

Ces deux fémurs possèdent comme de paramètres de longueur qui apparaissent dans la figure 5 et représentés dans le tableau 1 :

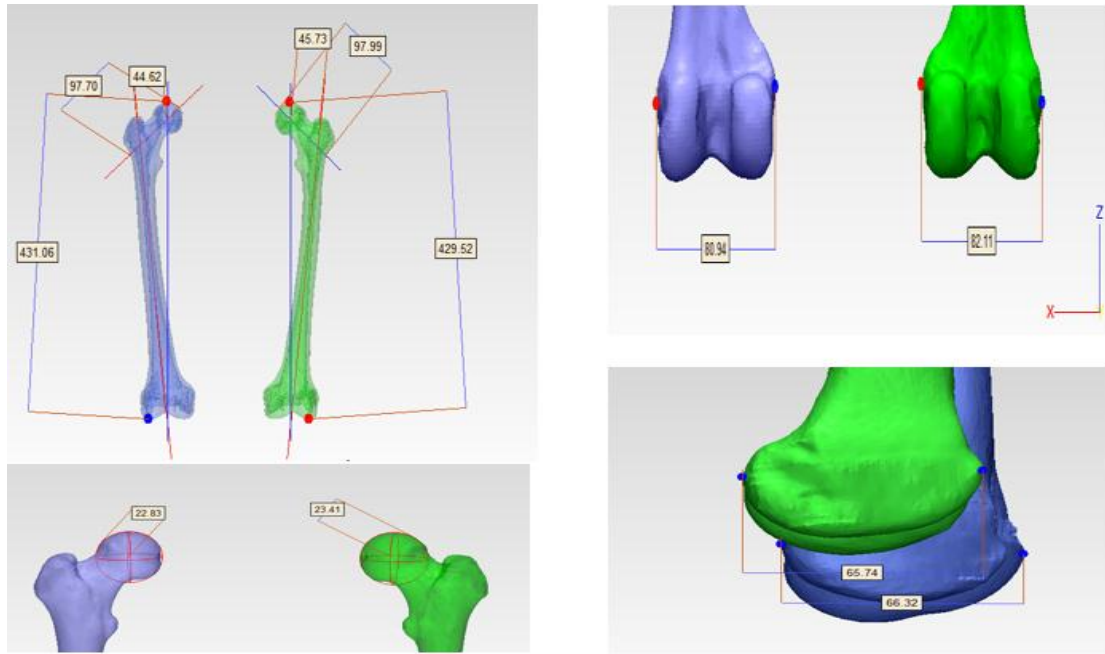


Figure 5 : Principaux paramètres de longueurs de ces deux fémurs, différentes vues

Tableau 1 : principaux paramètres de longueurs de ces deux fémurs

	Longueur fémorale	Longueur de col fémoral	L'offset fémoral	Diamètre de tête fémorale	Largeur de la partie distale	Epaisseur de la partie distale
Fémur droit	429.52 mm	97.99 mm	45.73 mm	44.82 mm	82.11 mm	65.74 mm
Fémur gauche	431.06 mm	97.90 mm	44.62 mm	44.62 mm	80.94 mm	66.32 mm

2.2.2.2 - Principaux angles des fémurs

Ces deux fémurs possèdent comme principaux angles présentés comme suit (voir figure 6 et tableau 2). On constate que les ACDs de ces deux fémurs compris entre 120° et 135° alors ils sont normaux les cols fémoraux ne contiennent pas des déformations vers le coxa-vara ou coxa valga.

Tableau 2 : principaux angles des deux fémurs

	AFM	HKS	ACD	ATF
Fémur droit	89.51°	6.11°	126.89°	19.99°
Fémur gauche	89.12°	6.15°	125.11°	19.18°

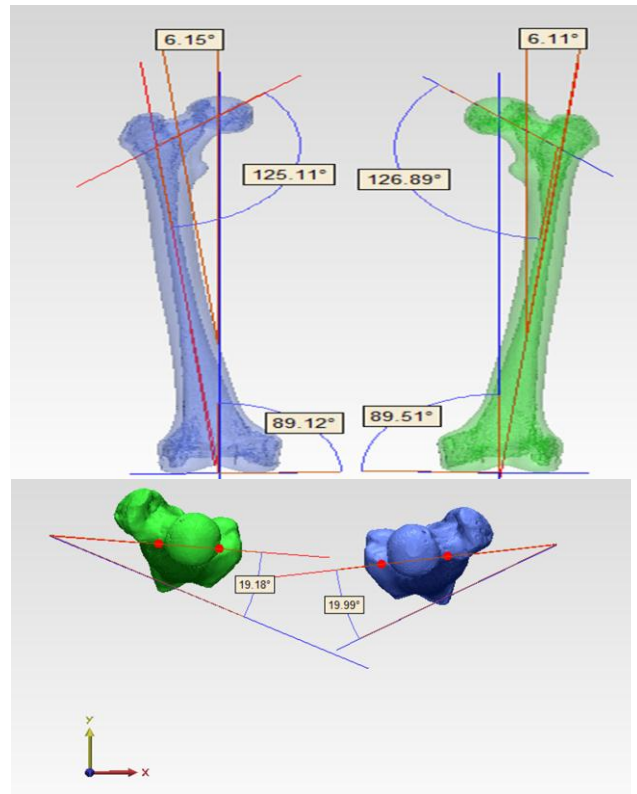


Figure 6 : Principaux angles des deux fémurs

Dans ces mesures angulaires on a pris l'axe anatomique est l'axe d'inertie de la diaphyse fémorale comme il est définie selon Eckhoff et al 2005 et l'axe de col fémoral il est défini comme l'axe de symétrie de col fémoral comme il est défini selon Chaibi 2010 section libre ; l'axe bicondylien distal l'axe qui passe par les sommets condyliens distaux de ces deux fémurs.

Les angles des torsions fémorales sont mesurés par rapport les axes de cols fémoraux et les axes bicondyliens distaux qui passent par les sommets distaux des condyles de ces deux fémurs, ces angles sont mesurés dans le plan horizontal. On constate que les ACDs de ces deux fémurs compris entre 120° et 135° alors ils sont normaux les cols fémoraux ne contiennent pas des déformations vers le coxa-vara ou coxa valga.

Dans ces mesures angulaires on a pris l'axe anatomique est l'axe d'inertie de la diaphyse fémorale comme il est définie selon Eckhoff et al 2005 et l'axe de col fémoral il est défini comme l'axe de symétrie de col fémoral comme il est défini selon Chaibi 2010 section libre ; l'axe bicondylien distal l'axe qui passe par les sommets condyliens distaux de ces deux fémurs.

2.2.3 - Analyse morpho-métrique des fémurs

On fait une petite modification sur les deux fémurs avant d'entamer l'analyse morpho-métrique et l'établissement des axes par les différentes méthodes tel qu'on a rempli les trous qui apparaissent sur la tête fémorale et les condyles et un petit lissage local sur les épicondyles sans toucher ou modifier l'enveloppe global de ces fémurs qui sont représentés sur la figure ci-dessous

2.2.3.1 - Axes de cols fémoraux

Il y a six méthodes permettant l'identification de l'axe du col fémoral. On a essayé de les reprendre, par ordre chronologique, afin de les comparer. La plus ancienne est celle de Yoshioka (Yoshioka et al., 1987), ce dernier définit l'axe du col fémoral comme l'axe passant par le centre de la tête fémorale «CTF» et le centre de la section la plus faible «CSF» du col

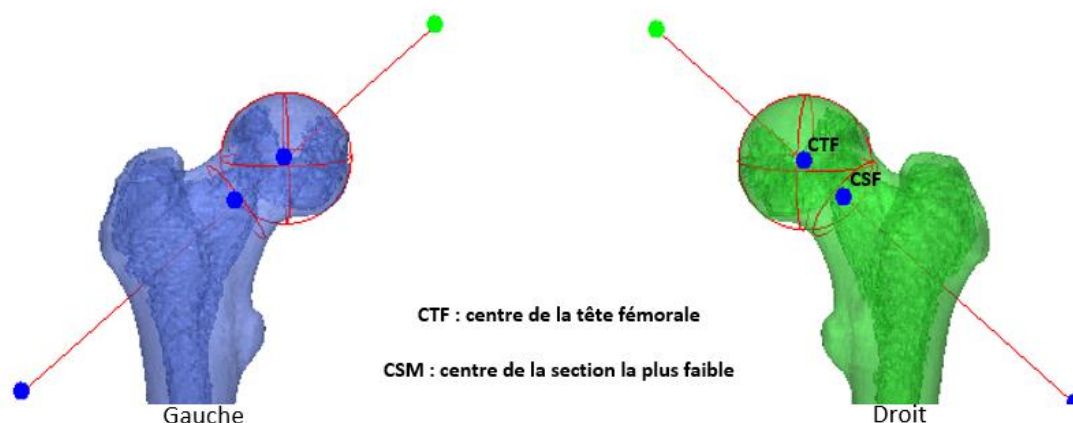


Figure 7 : axe de col fémoral selon Yoshioka droite et gauche section minimal

Par contre, pour Rubin (Rubin et al., 1992) le tracé de l'axe du col fémoral nécessite, dans un premier temps, le tracé d'un axe secondaire (AS). Ce dernier nécessite pour sa construction l'identification du centre d'une section droite que nous appelons section trochanter «ST», dont le petit trochanter représenté par un point sur le périmètre de cette dernière. Plus le centre de la section la plus faible de la diaphyse proximale « Isthme », sans la partie corticale de l'os (cylindre creux). Ces deux points, le barycentre de la section « ST » et le point « Isthme » permettent le tracé de la droite (AS).

Dans un second temps, en partant sur le droit « AS » 20 mm du centre de la section « ST » vers de sens proximal pour positionner le point (S). Ce dernier va permettre le tracé de l'axe du col fémoral en partant du Ctf.

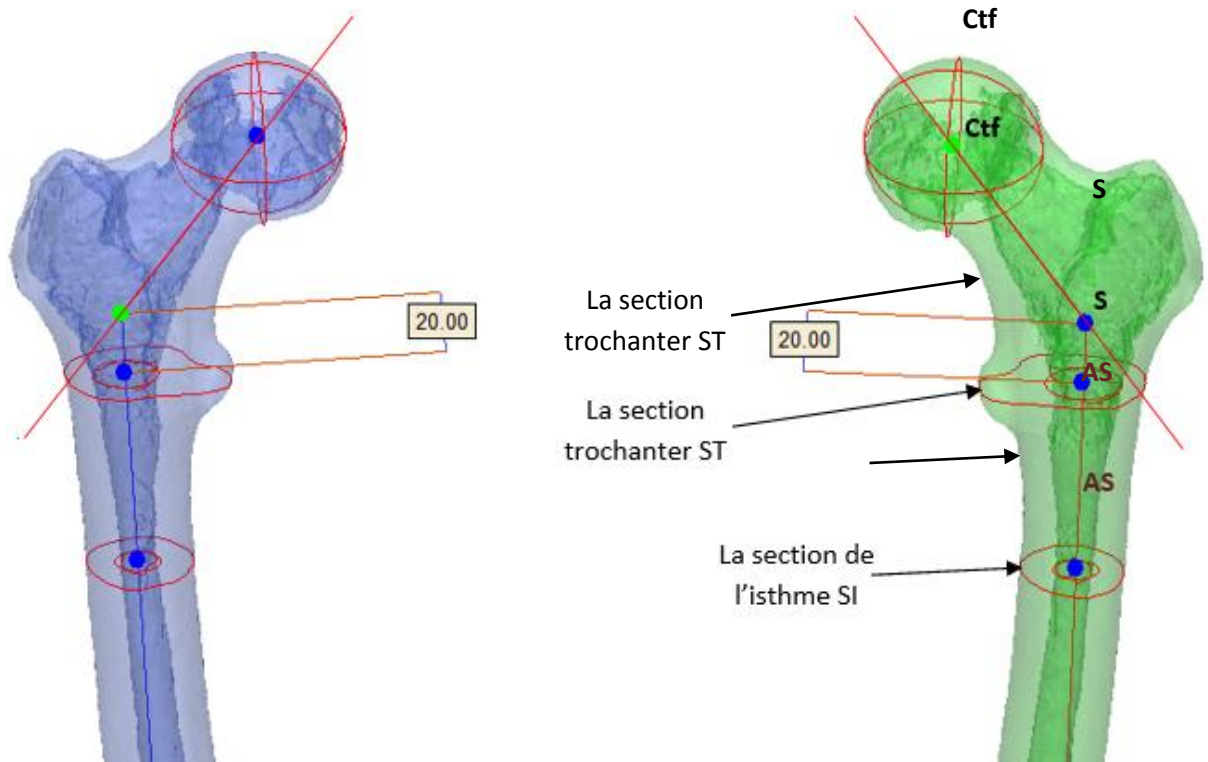


Figure 9 : Reconstruction de l'axes de col fémoral selon la méthode de Rubin (Rubin et al., 1992)

Tian (Tian et al, 2003) par contre, commence par définir sur une image en 2D l'axe de symétrie des contours de la tête fémorale et du col. L'auteur utilise par la suite un algorithme d'optimisation pour une meilleure identification de l'axe de symétrie. Pour la reproduction de la méthode de Tian, sur Mimics nous avons sélectionné en 3D la région définissant la tête fémorale et par là le tracé de l'axe de symétrie (figure 10)

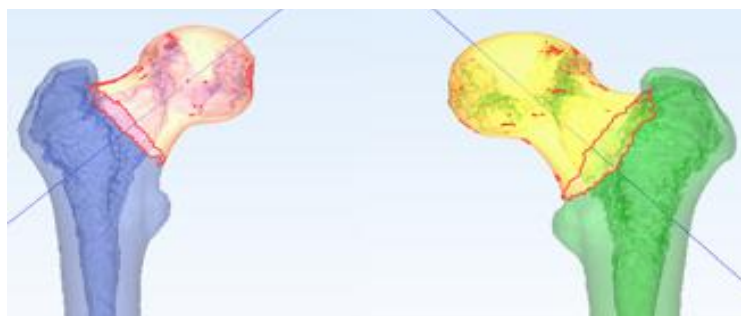


Figure 10 : Reconstruction de l'axe du col fémoral selon la méthode de Tian (Tian et al, 2003)

Chaibi (Chaibi 2010) a proposé trois méthodes qui se déclinent comme suit :

- La première méthode est basée sur l'identification du centre d'inertie de la section la plus basse du col fémorale « CIC ». Cette première méthode consiste à relier le centre de la tête fémorale « CTF » au « CIC » (figures 8).

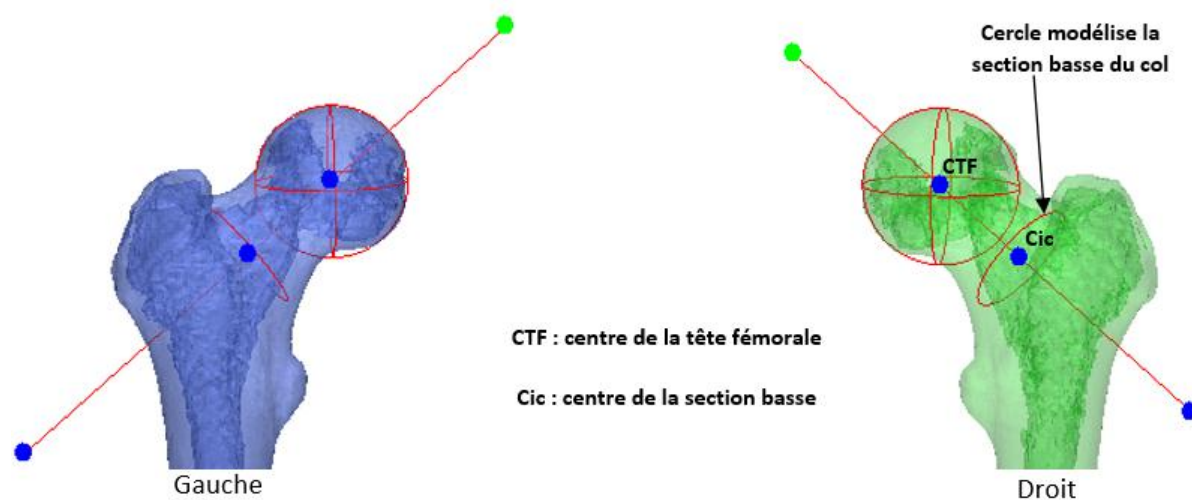


Figure 8 : Reconstruction de l'axe du col fémoral selon la première méthode de Chaibi (section basse)

- La seconde méthode, connue sous le nom de la droite libre. Cette méthode fait appel à la décomposition du col fémoral en sections, avec un pas de 0,5mm. L'identification du centre de gravité de chacune on les reliant par une droite libre en utilisant la méthode du moindre carré. Pour cette méthode, la droite libre peut représenter l'axe du col fémoral (figure 11).

La troisième méthode, connue sous le nom de la droite liée, reprend la même démarche que la seconde, sauf après le tracé de la droite libre, cette dernière se voit liée au « CTF », voir figure (12).

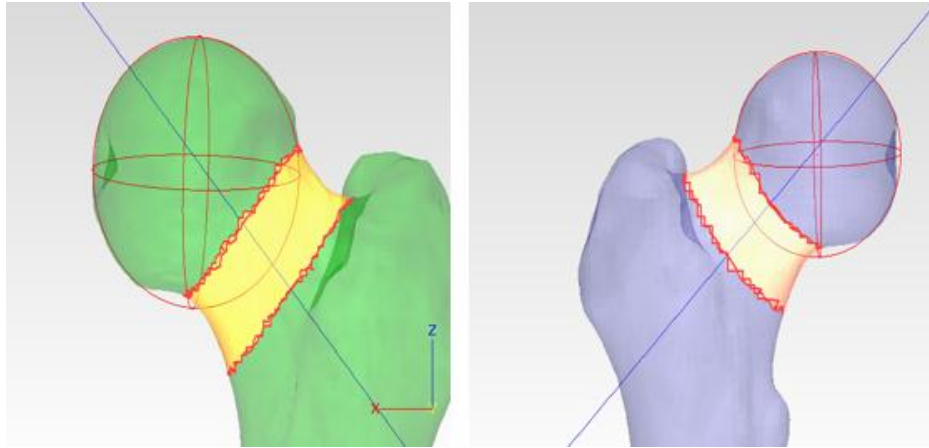


Figure 11 : Reconstruction de l'axe du col fémoral selon la seconde méthode de Chaibi (section libre)

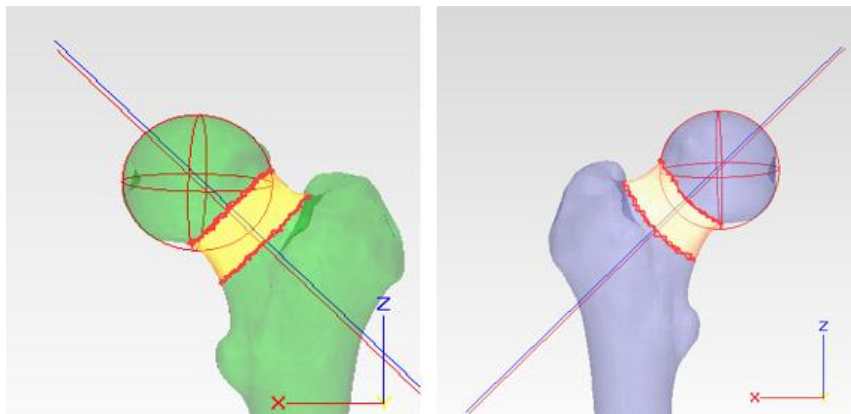


Figure 12 : Reconstruction de l'axe du col fémoral selon la troisième méthode de Chaibi (section liées)

Estimation de dispersion spatiale des axes de cols fémoraux:

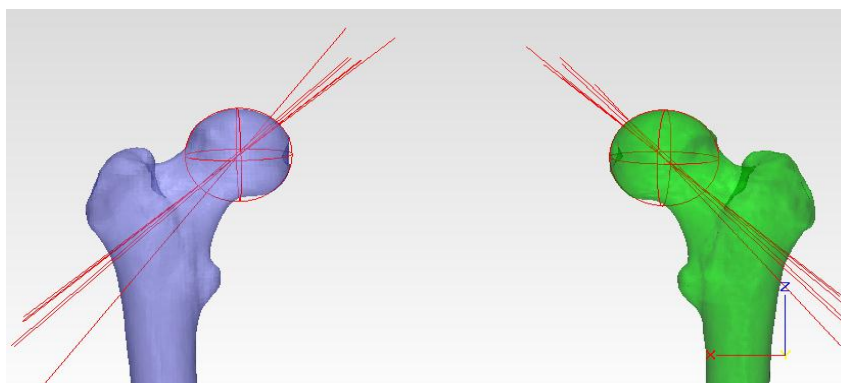


Figure 13 : Superposition des axes du col fémoral selon les différentes méthodes, établie sur les deux fémurs, gauche et droit

Dans cette étape de travail on a mesuré les angles compris entre ces axes de cols fémoraux avec l'axe de Yoshioka qu'a été adopté comme axe de référence pour estimer leur dispersion par rapport à lui. Les angles mesurés dans cette étape sont les angles directs XYZ et les angles mesurés dans les plans XZ et YZ et les résultats sont représentés dans les tableaux (3 et 4).

Tableau 3 : Angles mesurés par rapport à l'axe fémoral de Yoshioka, fémur droit

	Chaibi (Sect.basse)	Rubin	Tian	Chaibi (sect. libre)	Chaibi (sect. liée)	Moyen	Ecart type
XZ	9,00°	1,25°	0,42°	4,81°	4,81°	3,38	3,48
YZ	8,80°	0,82°	0,00°	15,15°	15,15°	6,65	7,37
XYZ	12,65°	1,51°	0,42°	14,04°	14,04°	7,11	7,12

Tableau 4 : Angles mesurés par rapport à l'axe fémoral de Yoshioka, fémur gauche

	Chaibi (Sect.basse)	Rubin	Tian	Chaibi (sect. libre)	Chaibi (sect. liée)	Moyen	Ecart type
XZ	12,13°	0,61°	0,26°	3°	3°	3,17	4,59
YZ	9,67°	0,68°	1,21°	12,17°	12,17°	5,98	5,95
XYZ	15,24°	0,74°	0,90°	9,80°	9,80°	6,08	6,39

D'après les tableaux 3 et 4 on constate que : les axes de cols fémoraux tracés selon Tian sont les plus proches les axes tracés selon Yoshioka et les axes des méthodes des sections basses sont les plus loin.

Les axes tracés selon Chaibi (sections libre et liées) ayant les angles car l'un est un résultat de translation de l'autre.

Puis on a mesurés les décalages des axes par rapport au centre de tête fémorale et les mesures sont représentés dans les tableaux 5 et 6 tel qu'on a mesuré les distances directes entre les axes et les centres des têtes fémorales, les distances selon X, Y et Z.

Tableau 5 : Décalage des axes par rapport au centre de la tête fémorale, fémur droit

	Chaibi (Sect.basse)	Rubin	Tian	Chaibi (sect. libre)	Chaibi (sect. liée)	Moyen	Ecart type
Module	0	0	1,23	6,05	0	1,21	2,42

X	0	0	0,1	2,95	0	0,51	1,20
Y	0	0	1,18	5,23	0	1,07	2,09
Z	0	0	0,32	0,76	0	0,18	0,31

Tableau 6 : Décalage des axes par rapport au centre de la tête fémorale du col, fémur gauche

	Chaibi (Sect.basse)	Rubin	Tian	Chaibi (sect. libre)	Chaibi (sect. liée)	Moyen	Ecart type
Module	0	0	1,05	0	4,48	0,92	1,79
X	0	0	0,04	0	1,73	0,30	0,70
Y	0	0	1,01	0	1,01	0,86	1,66
Z	0	0	0,26	0	0,26	0,05	0,10

Dans les tableaux (5 et 6) les axes de Yoshioka, Tian, Rubin et Chaibi (section basse et liées) ayant des distances nuls à causes le contrainte de passage par le centre de la tête fémorale.

2.2.3.2 - Etablissement de l'axe anatomique selon différentes méthodes

Par une analyse en 2D, Yoshioka (Yoshioka et al., 1987) estime que l'axe anatomique est celui reliant le centre du genou « O » et le centre géométrique de la première section supérieure de la diaphyse proximale « Sc ». La section « Sc » est localisée au-dessous du petit trochanter (figure 14).

Yoshioka (Yoshioka et al., 1987), toujours à partir de son analyse en 2D, estime que le centre du genou est le point d'attachement du ligament postérieur croisé.

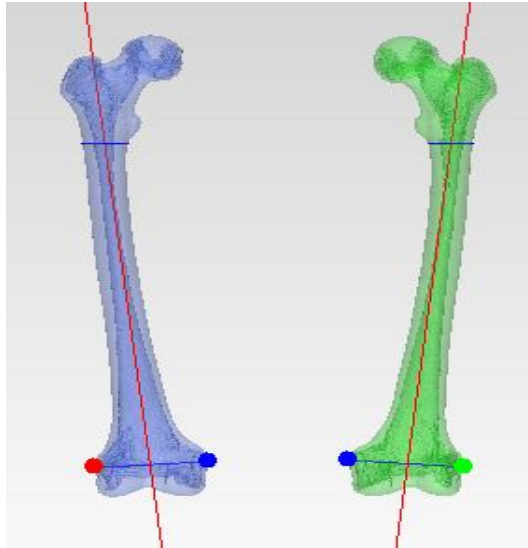


Figure 14: Reconstruction de l'axe anatomique selon Yoshioka (Yoshioka et al., 1987)

Durant la même année Moreland (Moreland et al, 1987) propose une méthode différente de celle de Yoshioka (Yoshioka et al., 1987). Moreland (Moreland et al, 1987) utilise la longueur totale du fémur afin d'identifier le milieu de ce dernier. Une fois le milieu du fémur est identifié, il positionne un point au centre géométrique de la section médiane, que nous désignons « CSMm ». Le second point se trouve à 100 mm sur la verticale, à partir du point la plus bas du fémur, que nous désignons « Pm » (figure 15).

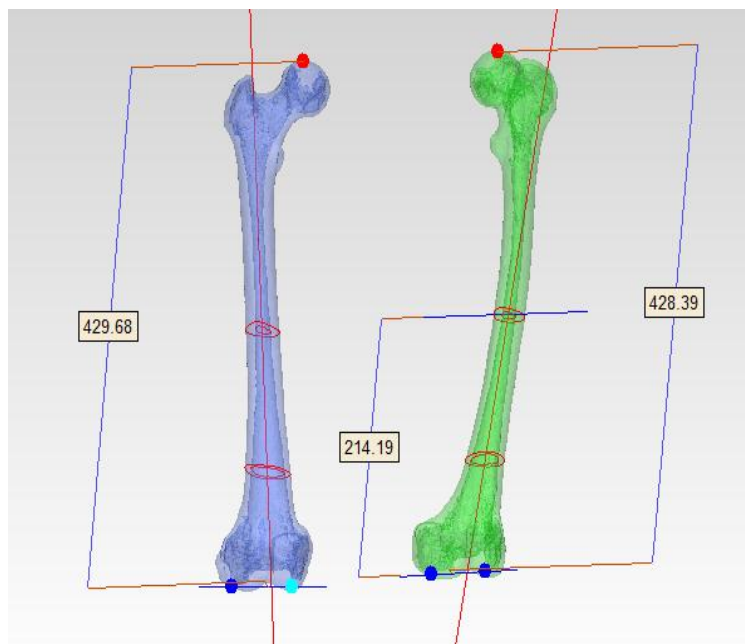


Figure 15 : Reconstruction de l'axe anatomique selon Moreland (Moreland et al., 1987)

L'axe anatomique tracé selon Gray (Gray et al., 2002) est l'axe qui passe par le milieu du genou « O » et le sommet du grand trochanter « TRg » (figure 15).

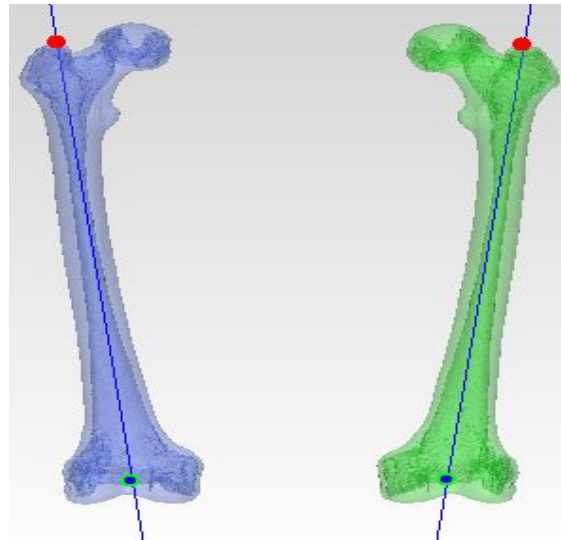


Figure 16: Reconstruction de l'axe anatomique selon Gray (Gray et al., 2002)

En s'appuyant sur la forme du fémur, Eckhoff (Eckhoff et al., 2005) propose la méthode la plus simple de notre avis.

Eckhoff considère que l'axe anatomique est l'axe de symétrie du fut osseux de la diaphyse fémorale. Pour la reproduction, par une analyse en 3D, de cette méthode nous avons délimité le volume de la diaphyse fémorale (figure 17), pour identification de l'axe d'inertie.

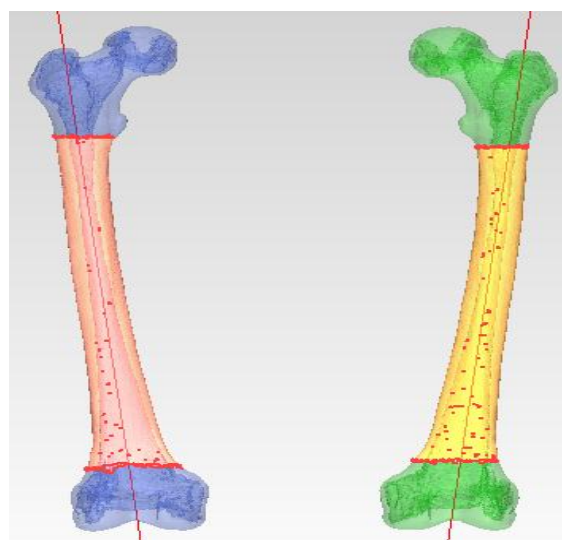


Figure 17: Reproduction de l'axe anatomique selon la méthode de Eckhoff (Eckhoff et al., 2005)

Nagamine (Nagamine et al., 2007) par une analyse en 2D, estime que le volume de la diaphyse ne peut être représenté par un seul cylindre. Vu la forme réelle du fémur, Nagamine estime que la diaphyse peut être représenté par deux axes identifiés sur deux cylindres d'axe différent. Chaque cylindre représente une partie de la diaphyse, proximale et distale.

Chaque axe est tracé à partir de deux points identifiés sur deux sections arbitraires de chaque partie (figure 18).

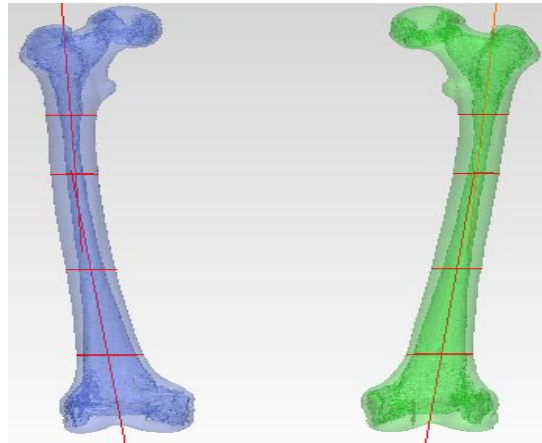


Figure 18: Reconstruction de l'axe anatomique selon la méthode de Nagamine (Nagamine et al., ???)

En 2010, Chaibi (Chaibi, 2010) trace l'axe anatomique en reliant le centre de la trochlée fémorale « CT » à un point sur la diaphyse « CD ». Le point « CD » se trouve à 1/3 de la longueur totale de la diaphyse distale (figure 19).

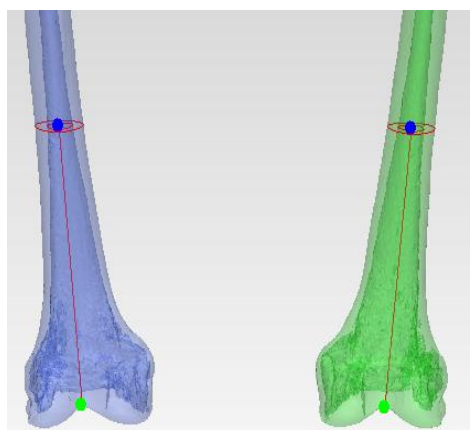


Figure 19: Reconstruction de l'axe anatomique selon la méthode de Chaibi (Chaibi, 2010).

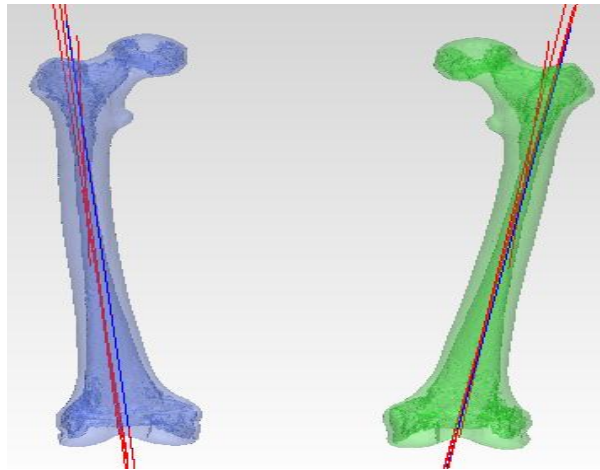


Figure 20 : Axes anatomiques fémoraux selon les différentes méthodes vues dans les deux fémurs superposés à la fois

Tableau 7 : Angles mesurés par rapport à l'axe anatomique fémoral de Yoshioka, fémur droit

	Gray	Moreland	Eckhoff	Nagamine proximal	Nagmine distal	chaibi	moyen	Ecart type
XYZ	2,26°	2,61°	4,62°	11,36°	0,59°	1,8°	3,87°	3,90°
XZ	0,56°	0,66°	0,20°	3,52°	0,16°	0,21°	0,89°	1,31°
YZ	2,21°	2,55°	4,64°	10,81°	0,57°	1,8°	3,76°	3,70°

Tableau 8 : Angles mesurés par rapport à l'axe anatomique fémoral de Yoshioka fémur droit

	Gray	Moreland	Eckhoff	Nagamine proximal	Nagmine distal	chaibi	moyen	Ecart type
XYZ	2,23	2,57°	4,46°	11,01°	1,12°	0,77°	3,69°	3,81°
XZ	0,19°	0,47°	0,01°	1,97°	0,59°	0,43°	0,61°	0,70°
YZ	2,23°	2,54°	4,49°	10,86°	0,96°	0,64°	3,62°	3,80°

Puis on a mesuré les distances directes des axes anatomiques par rapport au centre de trochlée fémoral et les résultats sont représentés dans les tableaux 9 et 10.

Tableau 9 : Décalage des axes par rapport au centre de trochlée fémorale, fémur droit

	Yoshioka	Gray	Moreland	Eckhoff	Nagamine proximal	Nagamine distal	Chaibi	Moyen	Ecart type
Distance	18,52	18,07	10,65	14,57	45,37	6,5	0	16,24	14,43

Tableau 10 : Décalage des axes par rapport au centre de trochlée fémorale, fémur gauche

	Yoshioka	Gray	Moreland	Eckhoff	Nagamine proximal	Nagamine distal	Chaibi	Moyen	Ecart type
Distance	20,82	20,36	7,66	10,79	41,38	5,19	0	15,17	13,85

2.2.3.3 - Etablissement des axes distaux fémoraux

L'axe passant par les extrémités postérieures des condyles (voir figure 22).

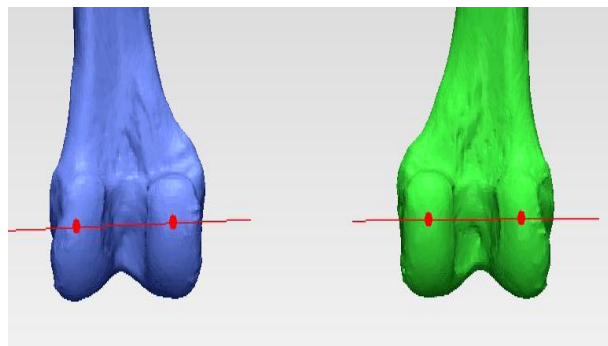


Figure 22 : Axe distal fémoral Méthode A selon Murphy

L'axe passant par les épicondyles. (Voir figure 23)

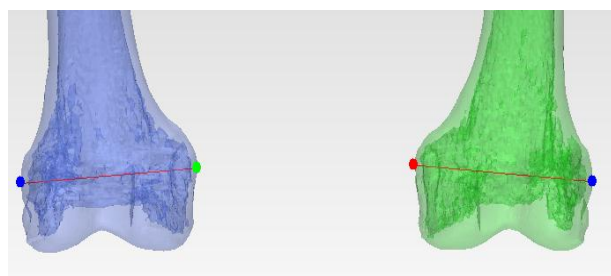


Figure 23 : Axe distal fémoral Méthode B

Axe distal selon (Weiner et al. 1978) méthode C:

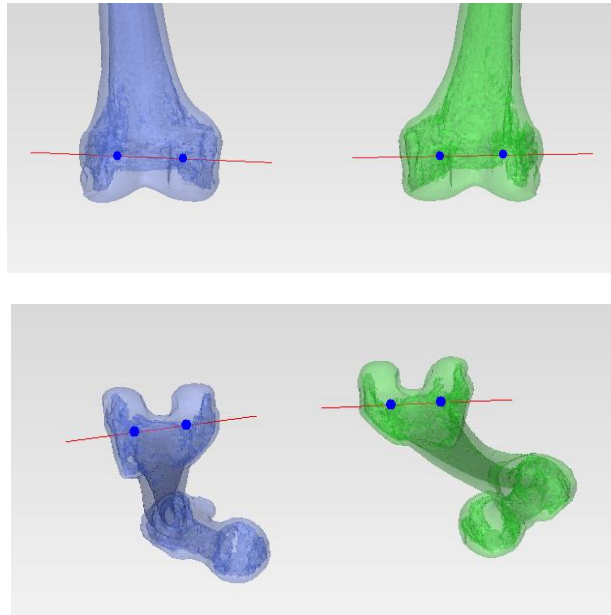


Figure 24 : axe distal fémoral Méthode C

L'axe passant les barycentres de condyles médiaux et latéraux (Voir figure 24).

Axe distal selon (Hernandez et al. 1981) méthode D :

Il correspond la droite bissectrice de l'angle formé entre l'axe tangent aux bords postérieurs et antérieurs des condyles (Voir figure 25).

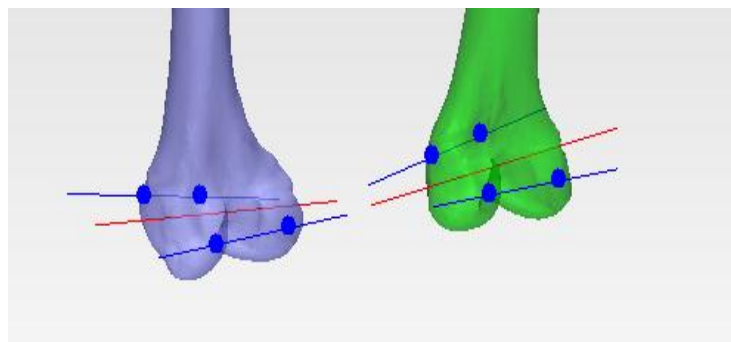


Figure 25 : axe distal fémoral Méthode D

Axe distal selon (Nodé Longlois 2003)

L'axe liant le sommet distal du condyle interne au sommet distal du condyle externe
(Voir figure 26).

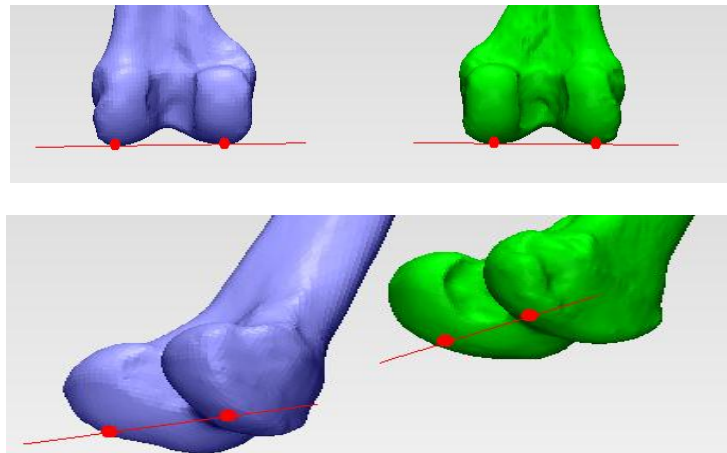


Figure 26 : Axes distaux fémoraux selon Nodé Longlois

2.2.3.4 - Estimation de dispersion spatiale des axes bicondyliens fémoraux

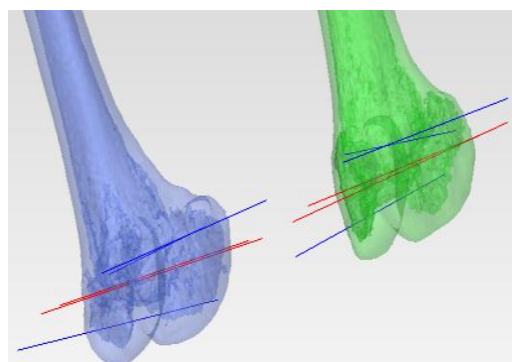


Figure 27 : Dispersion dans le positionnement des axes distaux fémoraux selon les différentes méthodes, fémurs droit et gauche

Dans cette étape de travail on a mesuré les angles compris entre ces axes anatomiques fémoraux avec l'axe de Nodé-Longlois qu'a été adopté comme axe de référence pour estimer leur dispersion par rapport à lui. Les angles mesurés dans

cette étape sont les angles directs XYZ et les angles mesurés dans les plans XY et XZ et les résultats sont représentés dans les tableaux (11 et 12).

Tableau 11 : Angles mesurés par rapport à l'axe bicondylien de Nodé-Longlois, fémur droit

	Méthode A	Méthode B	Méthode C	Méthode D	moyen	Ecart type
XYZ	4,70°	5,39°	4,94°	8,56°	5,90°	1,80°
XY	4,64°	3,64°	4,75°	7,79°	5,21°	1,79°
XZ	0,79°	3,98°	1,37°	3,57°	2,43°	1,58°

Tableau 12 : Angles mesurés par rapport à l'axe bicondylien de Nodé-Longlois, fémur gauche

	Méthode A	Méthode B	Méthode C	Méthode d	moyen	Ecart type
XYZ	7,49°	4,53°	11,98°	11,46°	8,87°	3,52°
XY	7,47°	3,06°	11,34°	11,03°	8,23°	3,87°
XZ	0,67°	3,34°	3,20°	3,12°	2,58°	1,28°

Distances directes par rapport à l'origine.

Tableau 13 : Décalage des axes par rapport à l'origine fémorale de Fémur droit.

	distal	Méthode a	Méthode b	Méthode c	Méthode d	moyen	Ecart type
distance	21,55	19,76	9,51	13,29	12,31	15,28	5,13

Tableau 14 : Décalage des axes par rapport à l'origine fémorale, fémur gauche.

	distal	Méthode a	Méthode b	Méthode c	Méthode d	moyen	Ecart type
distance	22,36	18,93	10,57	12,91	13,02	15,56	4,90

2.2.3.5 - Etablissement des axes mécaniques fémoraux

L'axe mécanique est l'axe qui passe par le centre de la tête fémorale et le centre de genou, ce dernier fait la différence entre les axes mécaniques car tous les axes passent par le centre de la tête fémorale.

Axes mécaniques qui passent de milieu condylien

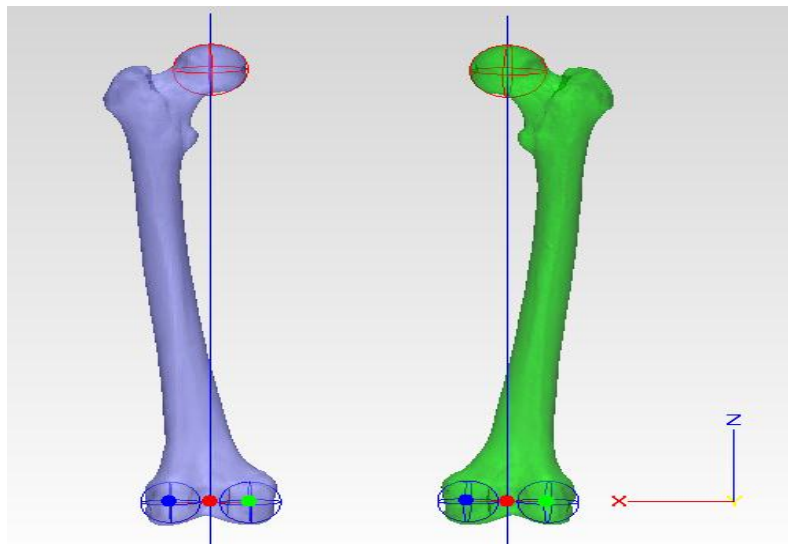


Figure 28: Axes mécaniques qui passent par la tête fémorale et l'origine fémorale

Axes mécaniques qui passent par les milieux épicondyliens

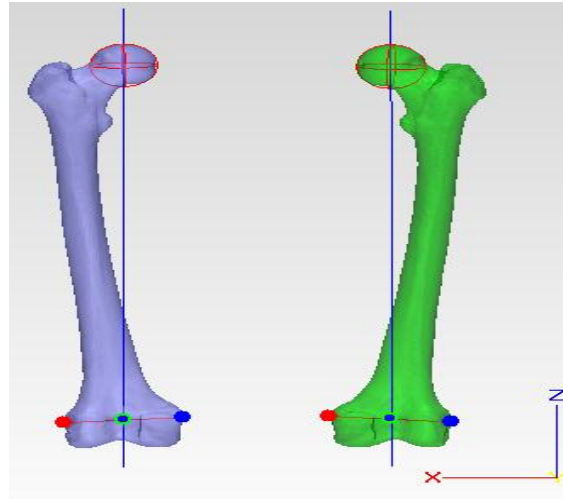


Figure 29 : axes mécaniques qui passent par la tête fémorale et le milieu des épicondyles médial et latéral

Axes mécaniques qui passent par les milieux distaux

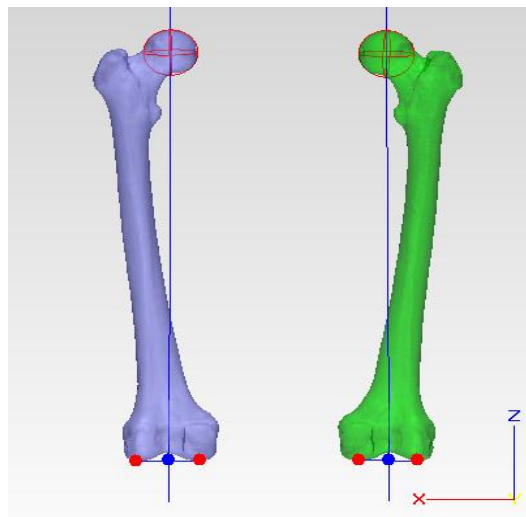


Figure 30: Axes mécaniques passant par la tête fémorale

Axe mécanique de centre trochlé

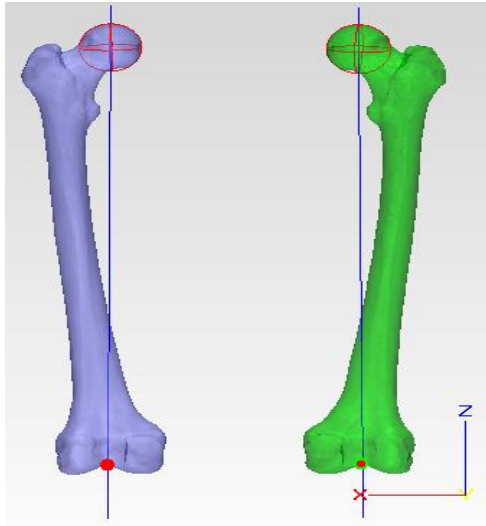


Figure 31: Axes mécaniques passent par la tête fémorale et le centre de trochlée

Axes mécaniques qui passent milieu condylien

Les axes qui passent par la tête fémorale et le milieu des barycentres des condyles médial et latéral.

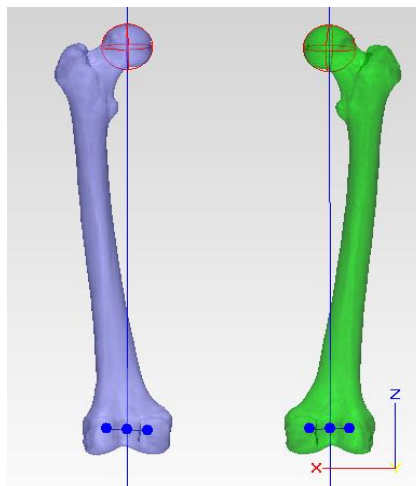


Figure 32: Axes mécaniques qui passent par la tête fémorale et le milieu condylien

Estimation de dispersion spatiale des axes mécaniques fémoraux

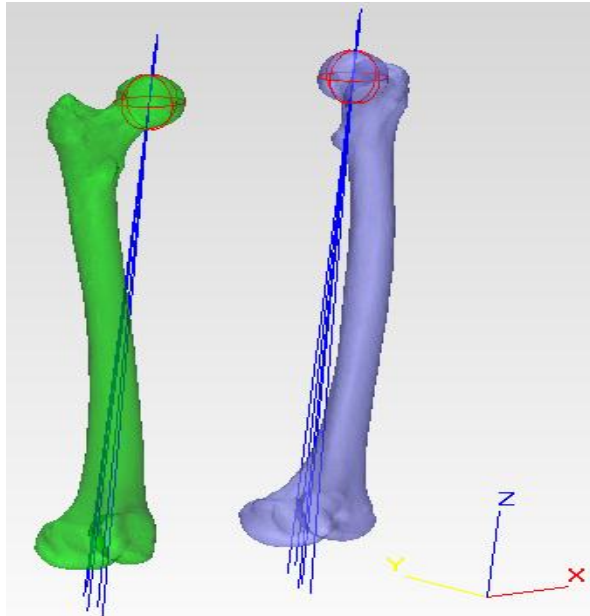


Figure 33 : Superposition des axes mécaniques

Dans cette étape de travail on a mesuré les angles compris entre ces axes mécaniques fémoraux avec l'axe mécanique qui passe par l'origine ou l'axe Y qu'a été adopté comme axe de référence pour estimer leur dispersion par rapport à lui. Les angles mesurés dans cette étape sont les angles directs XYZ et les angles mesurés dans les plans XZ et YZ et les résultats sont représentés dans les tableaux 15 et 16.

Puisque tous les axes mécaniques passent par le centre de la tête fémorale donc on est besoin d'estimer le décalage

Tableau 15 : Angles mesurés par rapport à l'axe mécanique passant par l'origine fémorale

\vec{Y} (Fémur droit)

	A travers le centre de trochlée	A travers le milieu des épicondyles	A travers le milieu des centres condyliens	A travers le milieu des extrémités distales	Moyen	Ecart type
XZ	0,43°	0,04°	0,17°	0,31°	0,24°	0,15°
YZ	2,76°	0,26°	1,88°	0,9°	1,45°	0,95°

XYZ	2,79°	0,27°	1,81°	0,95°	1,46°	0,94°
-----	-------	-------	-------	-------	-------	-------

Tableau 16 : Angles mesurés par rapport à l'axe mécanique passant par l'origine fémorale

\vec{Y} (Fémurgauche)

	A travers le centre de trochlée	A travers le milieu des épicondyles	A travers le milieu des centres condyliens	A travers le milieu des extrémités distales	Moyen	Ecart type
XZ	0,26°	0,03°	0,26°	0,19°	0,19°	0,09°
YZ	2,59°	0,83°	2,59°	1,27°	1,82°	0,79°
XYZ	2,61°	0,83°	2,61°	1,28°	1,83°	0,79°

D'après les tableaux précédents on constate que l'axe le plus proche de l'axe de repère est l'axe mécanique qui passe par le milieu des épicondyles.

2.2.4 – Calculs des angles principaux selon les différentes méthodes de calculs des axes :

2.2.4.1- Calcul d'angle cervico-diaphysaire selon les différentes méthodes:

L'angle cervico_diaphysaire est défini comme l'angle compris entre l'axe anatomique et l'axe de col fémoral, dans les deux tableaux ci-dessous on a calculé cet angle en changeant l'axe selon sa méthode de calcul.

Fémur droit :

		Angles Cervico-diaphysaires en ° (fémur droit)						
		Axes de col fémoral						
		Yoshioka	Rubin	Tian	Chaibi S. Basse	Chaibi S. liées	Moyenne	Ecart type
Axes anatomiques	Yoshioka	123,95	129,43	124,95	124,33	124,36	125,40	2,04
	Moreland	122,54	127,53	123,50	122,92	122,38	123,77	1,92
	Gray	122,74	127,79	123,70	123,12	122,65	124,00	1,93
	Eckoff	122,28	126,75	123,18	122,65	121,52	123,28	1,82
	Nagamine	123,29	125,91	124,00	123,62	120,47	123,46	1,75
	Chaibi	124,67	130,53	125,71	125,06	125,53	126,30	2,15
Pseudo anatomique	Rubin	123,00	125,02	123,64	123,31	119,55	122,90	1,81
	Moyenne	123,21	127,57	124,10	123,57	122,35	124,16	
	Ecart type	0,84	1,92	0,90	0,85	2,09		2,24

Fémur gauche :

		Angles Cervico-diaphysaires en ° (fémur gauche)						
		Axes de col fémoral						
		Yoshioka	Rubin	Tian	Chaibi S.Basse	Chaibi S. liées	Moyenne	Ecart type
Axes anatomiques	Yoshioka	124,58	131,16	123,88	124,73	125,80	126,03	2,64
	Moreland	123,65	129,76	122,94	123,76	124,40	124,90	2,47
	Gray	123,98	130,14	123,27	124,09	124,77	125,25	2,49
	Eckoff	123,69	129,40	122,97	123,76	124,03	124,77	2,34
	Nagamine	123,90	128,17	123,17	123,85	122,88	124,39	1,93
	Chaibi	125,12	131,79	124,42	125,28	126,44	126,61	2,67
Pseudoanatomique	Rubin	123,70	127,42	122,96	123,60	122,18	123,97	1,81
	Moyenne	124,09	129,69	123,37	124,15	124,36	125,13	
	Ecart type	0,51	1,43	0,52	0,57	1,39		2,51

2.2.4.2- Calcul d'angle compris entre l'axe mécanique et anatomique du fémur

L'angle compris entre l'axe mécanique et anatomique du fémur HKS (Hip-Knee-Shaft)

Fémur droit :

		Angle HKS (Fémur droit)					
		Axes mécaniques fémorales définits par les points qui passent par leurs					
		le centre condylien	le milieu distal	le milieu épicondylien	sommet de trochlée	Moyenne	Ecart type
Axes anatomiques	Yoshioka	6,08	6,33	6,23	6,37	6,25	
	Moreland	7,27	7,82	7,92	7,24	7,56	
	Gray	7,06	7,58	7,66	7,06	7,34	
	Eckoff	7,92	8,66	8,92	7,63	8,28	
	Nagamine	6,29	6,62	6,57	6,49	6,49	
	Chaibi	6,07	6,03	5,74	6,59	6,11	
	Moyenne	6,78	7,17	7,17	6,90	7,01	
	Ecart type						0,84

Fémur gauche :

		Angle HKS (Fémur gauche)					
		Axes mécaniques fémorales définits par les points qui passent par leurs					
		le centre condylien	le milieu distal	le milieu épicondylien	sommet de trochlée	Moyenne	Ecart type
Axes anatomiques	Yoshioka	6,15	6,34	6,12	6,58	6,30	
	Moreland	6,8	7,19	7,14	6,95	7,02	
	Gray	6,46	6,83	6,77	6,63	6,67	
	Eckoff	7,14	7,64	6,72	7,05	7,14	
	Nagamine	6,7	6,97	6,81	7,02	6,88	
	Chaibi	5,84	5,96	5,7	6,35	5,96	
	Moyenne	6,52	6,82	6,54	6,76	6,66	
	Ecart type						0,46

2.2.4.3- Calcul d'angle Fémoral Mécanique AFM :

Angle Fémoral Mécanique (AFM) : angle compris entre l'axe mécanique fémoral et l'axe bycondylien distal du fémur.

Fémur droit :

Angle AFM (Fémur droit)						
Axes mécaniques fémorales définits par les points qui passent par leurs						
	le centre condylien	le milieu distal	le milieu épicondylien	sommet de trochlée	Moyenne	Ecart type
bicondylien distal	90,45	90,67	90,46	90,63	90,55	0,10

Fémur gauche :

Angle AFM (Fémur gauche)						
Axes mécaniques fémorales définits par les points qui passent par leurs						
	le centre condylien	le milieu distal	le milieu épicondylien	sommet de trochlée	Moyenne	Ecart type
bicondylien distal	90,56	90,85	90,69	90,77	90,72	0,11

2.2.4.3- Calcul d'angle de la torsion fémorale ATF :

La torsion fémorale mesurée entre l'axe du col fémoral et l'axe des condyles.

Fémur droit :

Angles de torsion fémorale en ° (fémur droit)									
Axes de col fémoral									
		Yoshioka	Rubin	Tian	Chaibi S.Basse	Chaibi S,liées	Moyenne	Ecart type	
Bicondyliens	Axes	Distal	12,28	27,97	13,77	12,51	30,72	19,45	8,14
	Méthode A	16,91	32,61	18,40	17,15	35,36	24,09	8,14	
	Méthode B	15,91	31,36	17,40	16,15	34,36	23,04	8,09	
	Méthode C	17,03	32,72	18,52	17,26	35,47	24,20	8,14	
	Méthode D	20,06	35,76	21,55	20,30	38,51	27,24	8,14	
	Moyenne	16,44	32,08	17,93	16,67	34,88	23,60		
	Ecart type	2,50	2,52	2,50	2,50	2,50	2,50	8,51	

Fémur gauche :

Angles de torsion fémorale en ° (fémur gauche)								
Axes de col fémoral								
		Yoshioka	Rubin	Tian	Chaibi S.Basse	Chaibi S,liées	Moyenne	Ecart type

Bicondyliens Axes	Distal	3,16	15,90	3,46	4,33	16,16	8,60	6,08
	Méthode A	10,63	23,36	10,92	11,80	23,62	16,07	6,07
	Méthode B	6,22	18,95	6,52	7,39	19,21	11,66	6,07
	Méthode C	14,51	27,24	14,80	15,68	27,50	19,95	6,07
	Méthode D	14,20	26,93	14,49	15,37	27,19	19,64	6,07
	Moyenne	9,74	22,48	10,04	10,91	22,74	15,18	
	Ecart type	4,45	4,45	4,45	4,45	4,45		7,53

2.3 - Conclusion

Dans ce chapitre on a travaillé par l'outil de reconstruction 3D présenté sous mimics et 3-matic qu'0i nous donne un aperçu plus visible qui nous montre bien et clairement comment les axes est dispersés et nous à extraire les paramètres cliniques des fémurs et faire une bonne comparaison numérique et visuelle avec le pouvoir contrôler les objet en 3D et dans n'importe quelle vue que l'on veut mais même temps possède des limites et source d'erreurs et difficultés qui ne l'on peut pas l'éviter parmi elle :

- L'intervention manuelle qui fait influencer souvent sur les résultats obtenues.
- La forme quelconque de fémur nous empêche à obtenir des résultats plus précis comme par exemple il n'y a pas une règle exacte pour tracer les limites entre la tête fémorale et le col fémoral ou entre le col et la diaphyse, etc.

Conclusion générale

Ce mémoire traite une fait partie de la biomécanique du corps humain, il est conçu pour faire une étude géométrique sur des fémurs humains réels d'un homme algérien de 43 ans, tel que on a vu dans le premier chapitre des rappels anatomiques de membre inférieur et les paramètres géométriques de fémur tel que les axes principaux, les angles principaux et comment faire l'identifier selon des différentes définitions. Puis on vu les différents types de radiographie des structures osseuses, leurs principes, avantages et inconvénients et même on a cité les différents types de reconstructions 3D pour les structures osseuses.

Dans le deuxième chapitre de ce mémoire on a vu une étude géométrique sur un pair de fémurs humains tel que on les a reconstruit en 3D à partir des coupes séries (CT-scan), puis on a extrait leurs principaux paramètres géométriques comme les dimensions, les principaux angles et on a établi les principaux axes selon les définitions les plus connues dans les littératures et on a quantifié la dispersion spatiales des axes et on a fait une comparaison numérique et visuelles entre ces méthodes.

Enfin la reconstruction 3D a contribué de manière très efficace à la chirurgie humaine surtout dans le domaine d'orthopédie, tel que elle a met les organes visibles sans toucher l'intégrité de corps humain et même elle avance plus la recherche scientifique dans le domaine biomédicale.