

N° d'ordre : /2007/DM

RÉPUBLIQUE ALGÉRIENNE DÉMOCRATIQUE ET POPULAIRE
MINISTÈRE DE L'ENSEIGNEMENT SUPÉRIEUR
ET DE LA RECHERCHE SCIENTIFIQUE

UNIVERSITÉ DE BATNA

FACULTE DES SCIENCES DE L'INGENIEUR
DEPARTEMENT DE MECANIQUE

MEMOIRE PRESENTE POUR L'OBTENTION DU DIPLOME DE

MAGISTERE

EN

MÉCANIQUE

Option : SCIENCES DES MATERIAUX

PAR

BADI RIDHA

**COMPORTEMENT TRIBOLOGIQUE ET FAISABILITE D'UNE
ARCHITECTURE DE PROTHESE DE HANCHE.**

Soutenue le:

Devant le Jury :

BRIOUA Mourad	M.C	Université de Batna	Président
MAZOUZ Hammoudi	M.C	Université de Batna	Rapporteur
BENSAADA Said	MC	Université de Biskra	Examineur
ASSAS Mekki	M.C	Université de Batna	Examineur

Année Universitère 2009 / 2010

REMERCIEMENTS

*Mes remerciements particuliers s'adressent au Dr. **Mazouz Hamoudi**, qui a assuré
L'encadrement avec compétence et responsabilité.*

de m avoir fait l honneur d accepter d être membres du jury.

Mes remerciements vont surtout à toute la famille universitaire.

*Un remerciement spécial au cher frère Hicham salhi, qui par sa disponibilité permanente
a permis à ce travail d'aboutir, tout en gardent une fidèle amitié durant plus de dix ans.*

Merci à tous mes collègues étudiants, les anciens et ceux encore en activité.

*J'adresse un grand merci à mes collègues en post-graduation : saleh, nabil, madkor,
malik, et said azizi.*

*Je tiens à remercier particulièrement, Samir, Riadh, kamel pour beaucoup de choses,
Que tous mes ami(e) s sans exception, ils sont nombreux, je ne peux tous les citer mais je
ne peux les oublier.*

*Je remercie tous les gens de mon passage, que j 'ai connus ou rencontrés dans ma vie,
sociale et universitaire, et à tous ceux que je n'ai pas cités avec toutes mes excuses.*

*Enfin, que toutes les personnes ayant contribué, de près ou de loin, à la réalisation de ce
travail, soient chaleureusement remerciées.*

TABLE DES MATIÈRE

Liste des tableaux.....	V
Liste des figures.....	VI
Introduction	01
<i>Chapitre I : Rappels d'Anatomie</i>	3
I. 1 PRESENTATION	3
I. 2 SURFACES ARTICULAIRES DE L'ARTICULATION COXO-FEMORALE	4
I.2.1. Au niveau du fémur :	4
I.2.2. Au niveau de l'os iliaque.....	5
I.3 MOYENS D'UNION	6
I.4 MUSCLES PERMETTANT LA MOBILITE DE LA HANCHE	6
<i>Chapitre II : Etude Bibliographique</i>	9
II.1 CARACTERISTIQUE DE LA P.T.H.	9
II.1.1 Principe de l'Intervention.....	11
II.1.2 Les matériaux	11
II.1.3 Les couples de frottement.....	12
II.1.4 Prothèses de hanche cimentées et non cimentées.....	14
II.2 LES RESULTATS	16
II.2.1 Durée de vie de la prothèse.	16
II.2.2 Analyses des prothèses de hanche.	16
II.2.3 Complications tardives des prothèses de hanche	17
II.2.4 Choix du matériel prothétique.	19
II.3 LES MODELES DE PROTHESE.	22
II.3.1 Les modèles existants.....	22
II.3.2 Les méthodes utilisées.	23
II.3.3 Le domaine de validation.	27

III

Chapitre III : La Modélisation numérique d'une prothèse fémorale de la hanche	30
III.1. Le modèle biomécanique	31
III.1.1 Modélisation.....	32
III.1.2 Simulations.....	34
III.1.3 limitation de modélisation numérique en biomécanique.....	37
III.2. application du modèle mécanique	37
1^{ère} Expérience : Mesure de l'influence des paramètres extramédullaires d'un implant fémoral non cimenté d'une prothèse totale de hanche	37
2^{ème} Expérience : Mesure de l'influence du type de contact os-prothèse sur la stabilité initiale et sur la fixation secondaire d'un implant fémoral non cimenté	41
III.3 L'INFORMATIQUE ET LA CONCEPTION EN BIO-MECANIQUE	45
III.3.1 Planification pré-opératoire par l'outil informatique	46
III.3.2 Conception d'implant personnalisé.....	49
III.3.3 Chirurgie assistée par ordinateur.....	51
Chapitre IV : résultats numérique de la modélisation	53
IV.I. présentation du logiciel	53
IV.I.1. logiciel de conception 3d solidworks.....	53
IV.I.2. logiciel de simulation virtuelle 3d cosmos.....	55
IV.I.2.1. COSMOSXpress.....	55
IV.I.2.2. COSMOSWorks	55
IV.I.2.3. COSMOSMotion.....	55
IV.I.2.4. COSMOSFloWorks.....	56
IV.II. analyse statique de monobloc P.T.H.	56
IV.II.1. Propriétés de l'étude.....	58
IV.II.2. Unités.....	58
IV.II.3 Propriétés du matériau.....	59
IV.II.4 actions extérieures.....	61
IV.II.4.1 Déplacement imposé.....	61
IV.II.4.2 Chargements.....	62

IV

IV.II.4.3 Contact.....	62
IV.II.5 Informations sur le maillage.....	63
IV.II.6 Forces de réaction.....	63
IV.II.7 Forces externes.....	63
IV.II.8 Moments externes.....	63
IV.III Résultats de l'étude.....	64
<i>Commentaire</i>	67
<i>Conclusion générale</i>	71
<i>Référence bibliographique</i>	73

INDEX DES TABLEAUX

Tableau 1 : l'usure du polyéthylène par an suivant le couple de frottement.....	13
Tableau 2 : Nombre d'éléments, de nœuds et types d'éléments utilisés	24
Tableau 3 : Interfaces	24
Tableau 4 : Coefficient de friction suivant le couple de matériels. AC : céramique	25
Tableau 5 : Valeurs maximales et minimales, médianes, moyennes, et écart-types des propriétés mécaniques portant sur 96 échantillons d'os cortical de fémurs humains....	25
Tableau 6 : Propriétés mécaniques hétérogènes de l'os cortical	25
Tableau 7 : Paramètres mécaniques du spongieux proximal et distal	26
Tableau 8 : Caractéristiques mécaniques de la P. T.H. et de l'os	26
Tableau 9 : Propriétés mécaniques des tissus osseux employées lors de l'analyse modale des modèles de fémurs prothèses	27
Tableau 10 : valeurs maximales des paramètres biomécaniques mesurées en fonction des différentes configurations spatiales du col fémoral.	39
Tableau 11 : Valeurs maximales des micro-mouvements et des contraintes mesurées en fonction des deux configurations de contact os-prothèse en stabilité primaire (initial) et fixation secondaire (final).....	43

INDEX DES FIGURES

Figure 1 : articulation coxo-fémorale	03
Figure 2 : les travées osseuses, appareil de sustentation de la hanche	04
Figure 3 : Extrémité supérieure du fémur	04
Figure 4 : cavité cotyloïde - Vue antérieure.	05
Figure 5 : Capsule et ligaments ilio-fémoral et pubo-fémoral	06
Figure 6 : Vue externe du moyen et grand fessier.....	07
Figure 7 : Prothèse Totale de Hanche	10
Figure 8 : articulation de la hanche	11
Figure 9 : Maillage par éléments finis d'un système os-tige fémorale	30
Figure 10 : Définition de la loi de comportement contrainte-déformation	31
Figure 11 : Illustration de la différence de rigidité osseuse liée à l'anisotropie	32
Figure 12 : L'inhomogénéité osseuse par la différence de rigidité entre deux zones du fémur.....	32
Figure 13 : Reconstruction tridimensionnelle de la géométrie fémorale après ostéotomie réalisée sur la base de coupes transversales scanner	33
Figure 14 : Facteurs intervenant dans la définition de la loi de comportement	34
Figure 15 : Variables biomécaniques à l'interface	35
Figure 16 : Boucle du remodelage osseux.....	36
Figure 17 : Loi de remodelage osseux Stimulus supérieur à zone d'équilibre entraîne une densification Stimulus inférieur à zone d'équilibre entraîne une résorption.....	36
Figure 18 : distribution du micro-décollement au niveau de l'interface os-implant dans les sept configurations de position du col fémoral.....	39
Figure 19 : distribution du micro-glissement au niveau de l'interface os-implant dans les sept configurations de position du col fémoral.....	40
Figure 20 : évolution de la distribution du micro-mouvement à l'interface os spongieux-implant....	42
Figure 21 : Evolution de la distribution du micro-mouvement à l'interface os cortical-implant.....	43
Figure 22 : Evolution de la distribution de la densité osseuse	44
Figure 23 : critères biomécaniques d'une tige fémorale obtenus par un logiciel	47
Figure 24 : Les étapes de planification	48
Figure 25 : choix de la taille et la position des composants prothétiques	49
Figure 26 : mouvement de l'articulation	49
Figure 27 : la partie intra médullaire en fonction de critères d'appui spécifiques	50
Figure 28 : Conception de la partie extra médullaire	50
Figure 29 : Conception du monobloc.....	56
Figure 30 : maillage	57
Figure 31 : déplacement imposé	57
Figure 32 : monobloc PTH-étude statique-Contraintes-Contraintes1.....	65
Figure 33 : monobloc P.T.H -étude statique-Déplacements-Déplacements.....	68
Figure 34 : monobloc P.T.H-étude statique-Déformations-Déformations1.....	69

INTRODUCTION

Dans les pays industrialisés, les progrès de la science ont considérablement allongé notre durée de vie. Nous sommes aujourd'hui confrontés à un problème majeur concernant la vieillesse : les arthropathies et particulièrement l'arthrose. L'articulation de la hanche est une des articulations les plus touchées par le phénomène arthrosique. En effet, c'est une articulation de grande mobilité servant essentiellement à la marche, mais elle se trouve être aussi un point de conflit important entre la pesanteur et la poussée réactionnelle du sol.

Dans un rapport américain du National Institute for Health [28], plus de 120 000 articulations de hanches artificielles sont implantées annuellement aux Etats-Unis. En France ce nombre dépasse les 50 000 par an. Si les nouvelles technologies et techniques chirurgicales ont fortement diminué les risques associés au remplacement prothétique de la hanche et ont amélioré les résultats immédiats et à long terme, des questions subsistent. En effet, on s'interroge encore sur le dessin prothétique ainsi que sur la réponse biologique de l'environnement os/implant. Il est donc difficile, pour les chirurgiens orthopédiques d'effectuer un plan préopératoire d'une Prothèse Totale de Hanche (P.T.H).

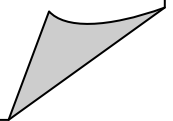
Depuis quelques années, la simulation numérique est devenue un outil essentiel en biomécanique pour la compréhension du comportement de l'être humain soumis à un choc. Si ce champ d'application a fait l'objet de nombreuses études le domaine biomédical, connaît également un intérêt majeur quant à l'utilisation de la simulation numérique notamment pour le développement de prothèses orthopédiques. Ces applications nécessitent l'élaboration de modèles éléments finis de l'être humain et de différents profils de prothèses pour les tester dans diverses configurations de sollicitations mécaniques. Afin d'optimiser l'acquisition géométrique et les maillages de chaque élément, l'utilisation de logiciel permettant d'automatiser ces deux étapes est devenue un enjeu important.

Par conséquent, la modélisation numérique, moins onéreuse, se veut être une aide au diagnostic des chirurgiens orthopédiques quant au choix de l'implant, permettant de prévoir la tenue de la prothèse à long terme : 20 ans, recul que ne possèdent pas les chirurgiens actuellement.



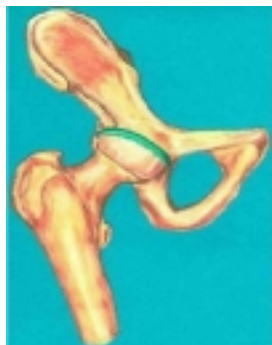
CHAPITRE I:

RAPPELS D'ANATOMIE



CHAPITE I : RAPPELS D'ANATOMIE**I.1. PRESENTATION**

La hanche est la région du corps humain qui unit le tronc au membre inférieur [1]. Elle comprend une articulation appelée articulation coxo-fémorale (figure 1 a), des muscles qui lui permettent de bouger, ainsi que des ensembles vasculo-nerveux qui la traversent. Cette articulation coxo-fémorale sera le siège des principales pathologies de cette région. Elle relie le bassin (os iliaque) (figure 1 c et d) au fémur (tête fémorale). C'est une articulation de solidité, de très forte stabilité mais avec des mouvements d'amplitude limitée contrairement à l'articulation de l'épaule qui est beaucoup plus mobile mais plus fragile. Elle a pour fonction d'orienter le membre inférieur dans toutes les directions de l'espace, et est très bien adaptée à la station debout. Cette articulation est celle de la hanche. La surface acétabulaire (figure 1 b) reçoit la tête du fémur et l'englobe totalement.



a : Articulation coxo-fémorale vue de face



b : surface acétabulaire



c : Os iliaque - vue antérieure



d : Os iliaque - vue externe

Figure 1 : [2]

I.2. SURFACES ARTICULAIRES DE L'ARTICULATION COXO-FEMORALE

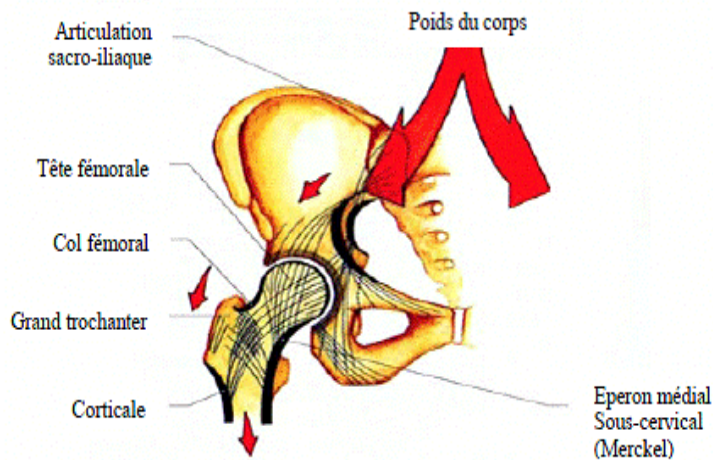


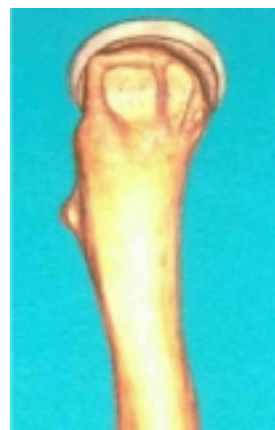
Figure 2 : les travées osseuses, appareil de sustentation de la hanche. [2]

I.2.1. AU NIVEAU DU FEMUR :

C'est l'extrémité supérieure du fémur (figure 3 a et b) qui s'articule avec l'os coxal (ou os iliaque), appelée tête du fémur. C'est une saillie arrondie, formant les 2/3 d'une sphère, supportée par le col du fémur qui assure sa jonction avec le corps du fémur, et qui regarde en dedans, en haut et un peu en avant.



a-face antérieure



b-vue externe

Figure 3 a et b. Extrémité supérieure du fémur. [2]

Elle est revêtue d'une couche de cartilage plus ou moins épaisse. En son centre, on trouve une fossette dans laquelle vient s'insérer un ligament : le ligament rond, qui contribue à limiter les mouvements combinés de flexion, adduction et rotation externe.

I.2.2. AU NIVEAU DE L'OS ILIAQUE

L'articulation avec le fémur se fait par une surface articulaire creusée dans l'os du bassin : la *cavité cotyloïde* (ou cotyle ou acétabulum) (figure 4). Cette cavité est à peu près hémisphérique, et présente 2 parties :

- l'une articulaire, en forme de croissant, sur le pourtour de laquelle vient s'insérer un bourrelet qui augmente la surface de contact : *le bourrelet cotyloïdien*.
- l'autre, en retrait et non articulaire, qui est appelée *arrière-fond de la cavité cotyloïde*.

Cette cavité articulaire regarde en bas, en dehors et en avant. Lorsque ces 2 surfaces entrent en contact, on peut constater en position debout que la tête fémorale est mal recouverte par la cotyle. En fait, la coïncidence de surface s'effectue lorsque la hanche est fléchie à 90°, ce qui correspond à un vestige de la position quadrupède.

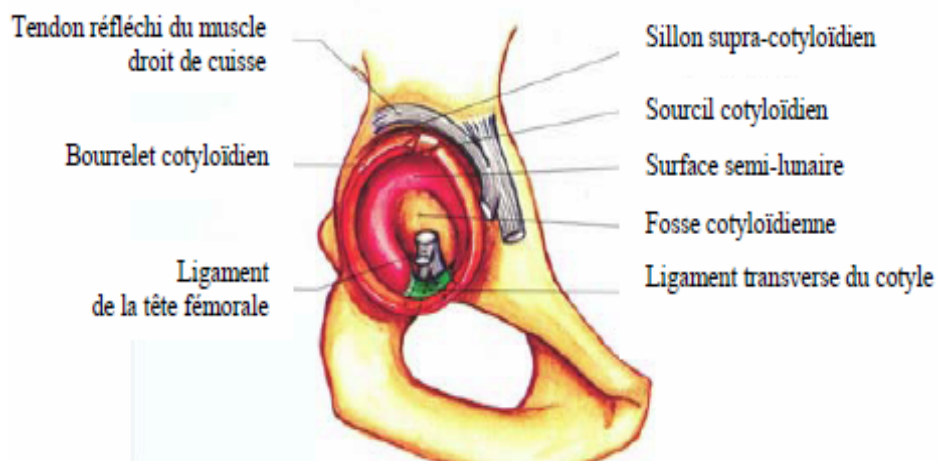


Figure 4: cavité cotyloïde. [2]

I.3. MOYENS D'UNION

Les surfaces articulaires sont maintenues en contact par une capsule articulaire, manchon fibreux très solide étendu entre l'os iliaque et la base du corps fémoral d'une part, par des ligaments antérieurs et postérieurs qui renforcent cette capsule d'autre part, et par les muscles péri-articulaires (figure 5). La disposition de l'orientation des fibres de cette capsule et de ses ligaments assure une bonne solidité tout en permettant une mobilité de cette articulation.

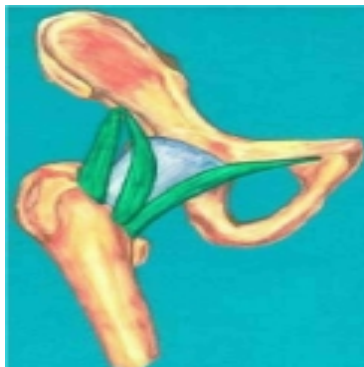


Figure 5 : Capsule et ligaments ilio-fémoral et pubo-fémoral. [2]

I.4. MUSCLES PERMETTANT LA MOBILITE DE LA HANCHE

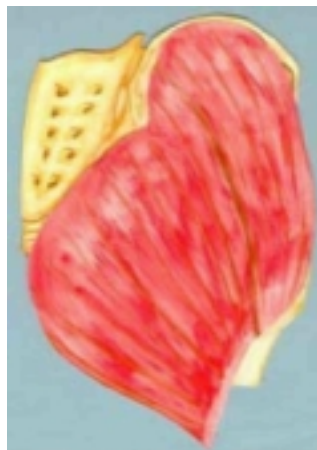
La hanche est moins mobile que l'épaule. La flexion de la hanche porte la face antérieure de la cuisse vers le tronc et son importance dépend de la position du genou. Quand la cuisse touche le tronc, une partie de la mobilité provient du rachis lombaire. Les muscles qui permettent la flexion sont les muscles antérieurs de la cuisse et des muscles provenant de l'intérieur de l'abdomen. L'extension est plus limitée, rendue possible par des muscles postérieurs de la fesse et de la cuisse. L'abduction, qui porte le membre inférieur en dehors, est primordiale dans la marche et est assurée principalement par les muscles fessiers qui assurent ainsi l'équilibre du bassin.



a : Vue externe du moyen et grand fessier.



b : Vue antérieure des principaux muscles fléchisseurs et adducteurs de la hanche.



c : Vue postérieure du grand fessier.

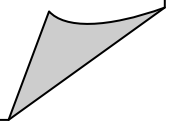
Figure 6 : [2]



CHAPITRE II:

ETUDE

BIBLIOGRAPHIQUE



CHAPITER II : ETUDE BIBLIOGRAPHIQUE

La littérature, dans le domaine des Prothèses Totales de Hanche (P.T.H.) est très riche mais son étude est déroutante en raison de l'extrême diversité des résultats. Il s'agira au travers de cette étude bibliographique de décrire les caractéristiques des P.T.H., d'identifier les causes d'échecs et d'en décrire les conséquences.

II.1. CARACTERISTIQUE DE LA P.T.H.

Les P.T.H. sont différentes les unes des autres par leur architecture (angle cervico diaphysaire, , bras de levier externe) (figure 7), par la forme de la tige (droite ou plus ou moins courbe, de section rectangulaire, ovale, losangique, cylindrique, plus ou moins rapidement décroissante), par l'aspect de la surface lisse, brillante ou mate, finement granuleuse, par la nature du matériau utilisé (acier inoxydable, chrome cobalt, titane) dont les caractéristiques mécaniques sont différentes [3].

Néanmoins, les P.T.H. de première intention, l'implant doit réaliser une forte résistance aux efforts. En effet, la station unipodale au cours de la marche entraîne au niveau de la hanche un effort vertical d'environ 3 à 4 fois le poids du corps [4]. La course, le saut, la descente brutale de marches d'escaliers entraînent des efforts plus importants atteignant 6 à 7 fois le poids du corps, d'où la nécessité d'un matériau résistant et d'une forme géométrique éliminant toute concentration de contraintes en zone fragile. La cause du descellement est essentiellement la résorption osseuse dont plusieurs facteurs peuvent être à l'origine : excès ou insuffisance de contraintes, réaction à un corps étranger. Le « stress shielding » est le phénomène souvent cité pour décrire l'absorption des contraintes osseuses proximales par l'implant, qui les restitue par son extrémité distale [4].

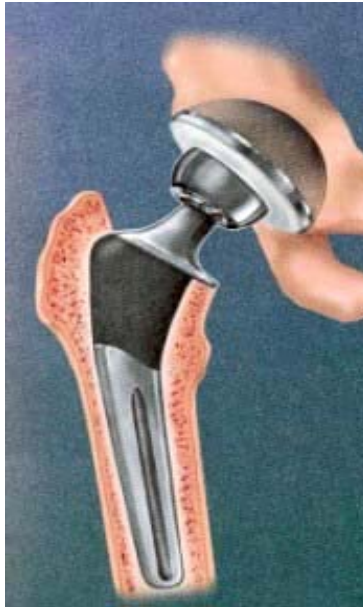


Figure 7 : Prothèse Totale de Hanche. [2]

Une P.T.H. se compose de 3 parties : la cupule, la tige fémorale et la tête fémorale intercalée entre la cupule et la tige [2] (figure 7) :

- La cupule : Il s'agit d'une pièce creuse qui est scellée dans le bassin recevant la tête prothétique. Elles peuvent être cimentées ou non cimentées avec différentes techniques des scellements.
- La tête fémorale : c'est l'extrémité de la prothèse fémorale qui s'articule avec la cupule pour former l'articulation prothétique. Elle peut être indépendante de la tige ou non. On les différencie par leur diamètre : 22mm, 28mm, 32mm et leurs compositions (couple de frottement).
- La tige fémorale : partie basse de la P.T.H. c'est elle qui prend en charge les contraintes. Elle est introduite dans le fémur après préparation de celui-ci. Elle peut être scellée dans le fémur à l'aide de ciment acrylique, c'est le cas des tiges dites « **droites** », ou bloquée en force dans le canal du fémur, c'est le cas des tiges « **anatomiques** » qui épousent la morphologie de l'os, et qui peuvent être non cimentées et recouvertes d'hydroxyapatite ou cimentée.

La prothèse peut être **modulaire**, c'est-à-dire comporter plusieurs segments, chacun de taille variable, qui s'emboîtent les uns sur les autres pour former l'implant définitif. La modularité de la pièce fémorale porte sur la jonction tige-tête.

II.1.1. PRINCIPE DE L'INTERVENTION

- Le but de l'arthroplastie prothétique est de remplacer les 2 surfaces articulaires dont le cartilage est usé [2]. (figure 8) :
- Préparation de l'emplacement de la partie cotyloïdienne ; agrandissement de la cavité cotyloïdienne par fraisages successifs;
- Préparation de la partie fémorale : ostéotomie du col fémoral, extraction de la tête, évasement du fût fémoral ;
- Mise en place de la prothèse d'essai puis définitive.



Figure 8 : articulation de la hanche. [2]

Il existe différentes familles de P.T.H. de première intention classées selon quatre paramètres [5]:

- Les matériaux de la structure ;
- Les formes ;
- Les moyens de fixation ;
- Les couples de frottement ;

II.1.2. LES MATERIAUX

La plupart des prothèses comportent des éléments métalliques et un élément central, la cupule, en plastique [5].

Les **matériaux** utilisés pour l'élaboration d'une prothèse doivent être biocompatibles, résister à la corrosion et aux fractures de fatigue du matériel. Trois familles de matériaux sont utilisées : les métaux, les céramiques et les polymères [5].

Les **métaux** utilisés sont les aciers inoxydables, les alliages chrome cobalt et les alliages de titane. La tige fémorale des prothèses non cimentées est généralement en titane. Cet alliage présente une excellente biocompatibilité.

Il présente également une résistance à la corrosion importante ainsi qu'une résistance mécanique élevée. Pour la tige cimentée, l'alliage chrome cobalt est le plus répandu. Il semble être le mieux adapté [5]. L'utilisation de métaux engendre chez le patient un « effet pile ». En effet, les métaux entre eux forment des couples d'oxydoréduction et donc provoquent un effet bipolaire. Afin d'éviter ce problème, on applique un revêtement de surface aux pièces métalliques.

Les **céramiques** sont généralement l'alumine et le zircon.

Enfin, le principal **polymère** utilisé pour des applications orthopédiques est le polyéthylène (PE) haute densité [5].

II.1.3. LES COUPLES DE FROTTEMENT

Les familles de prothèses sont définies par le *couple de frottement* entre la bille de la tige fémorale et la cupule dans la cotyle.

On distingue actuellement 5 types de couples de frottement [5]:

- Métal/PE
- Alumine/Alumine
- Alumine/PE
- Zircon/PE
- Métal/Métal

Dans un premier temps, on peut remarquer que plus la tête est grand , plus elle est stable, mais plus la surface de frottement est grand, plus il y a d'usure. L'usure entraîne la libération de particules de polyéthylène. Ces particules sont responsables de réactions inflammatoires locales. L'usure provoque une migration de la tête et donc une inégalité de longueur entre les membres inférieurs du patient, ce qui favorise le descellement. Chez les porteurs d'une prothèse totale de hanche, l'usure du polyéthylène est un problème sérieux.

Il n'y a pas de raison évidente pour dire que l'usure du polyéthylène est la seule cause des défaillances mécaniques des implants mais de hauts taux d'usure semblent avoir un pronostic inverse en termes de survie de la prothèse [6]. 90% des particules libérées ont un diamètre inférieur à **1.0µm** La taille et la forme des particules peuvent refléter un mécanisme d'usure précis.

Tableau 1 : l'usure du polyéthylène par an suivant le couple de frottement.

Composants de friction	Usure par an (1million de cycles)	Type de tests
Métal/Polyéthylène	0.2mm-0.5mm [6]	In vivo
Céramique/ Polyethylene	<0.1mm [6]	In vivo
Céramique / Céramique	<0.006mm [6]	Simulateur de hanche
Céramique / Céramique	<0.005mm [6]	In vivo
Alumine (Céramique)/ Polyethylene	0.022mm [9]	
Céramique forte/ Céramique forte	<0.001mm [6]	Simulateur de hanche

De Smet [7], rapporte dans ses travaux le lien entre l'usure par an et les couples de frottement, (Tableau 1). Notons que toutes les études cliniques montrent une usure accrue du polyéthylène (PE) lorsque des revêtements trop minces sont utilisés [7]. Il a été montré que l'épaisseur minimum du polyéthylène devait être plus grande que 6mm [8] Certains auteurs préconisent une épaisseur de 8mm voire même 10mm [7].

Le couple le plus communément utilisé est le couple Métal/Polyéthylène malgré le taux de débris d'usure qu'il génère. L'objectif de faire reculer la production des débris et l'ostéolyse qui découle de l'usure du polyéthylène repose essentiellement sur la mise au point d'un PE de qualité supérieure [8], de nouveaux couples de frottements, essentiellement Alumine/Alumine et Métal/Métal, ont été également introduits afin de diminuer l'usure et les réactions ostéolytiques qui en découlent [5].

Il ressort du Tableau 1 que le couple Céramique/Céramique est celui provoquant le moins d'usure. En pratique, les prothèses en céramique se cassent. Toutefois, l'amélioration de la céramique, de la forme de la prothèse et du mécanisme de fixation à l'os a permis de résoudre une grande partie des problèmes rencontrés avec l'utilisation d'un couple de friction Céramique/Céramique [7]. Les résultats à long terme obtenus avec un couple Céramique/Céramique et un couple Céramique/Métal montrent une survie de 10 et 15 ans respectivement.

Les avantages « théoriques » de l'articulation Métal/Métal sont eux aussi nombreux : moins d'usure, moins de destruction osseuse, moins de problèmes de différence de longueur du membre et de décentrage, reconstruction anatomique, moins de risques de luxation et révision plus facile [7]. Mais en pratique le couple Métal/Métal est peu utilisé car non biocompatible, peu confortable et trop rigide.

De même, d'autres études faites sur la différence du taux d'usure due à la corrosion entre les jonctions Métal/Métal et Céramique/Métal montrent qu'une tête en céramique emboîtée dans une cupule en métal produit moins d'usure qu'une tête en métal emboîtée dans une cupule en métal (Hallab [10]). Ceci a été confirmé par Devane [11], qui a réalisé des tests sur des simulateurs de hanche et qui préconise donc une tête fémorale en céramique.

II.1.4. PROTHESES DE HANCHE CIMENTEES ET NON CIMENTEES.

Concernant le mode de fixation des P.T.H. à l'os, l'analyse permet de dégager trois groupes :

- Les prothèses cimentées, avec une surface de l'implant lisse ou rugueuse.
- Les prothèses non cimentées avec ou sans hydroxyapatite et avec une surface de l'implant lisse ou rugueuse.
- Les prothèses hybrides qui comportent en général une cupule non cimentée (ou « press-fit ») et une tige fémorale cimentée.

La majorité des prothèses posées dans le monde sont cimentées [12], c'est à dire que la fixation de la prothèse fémorale et cotyloïdienne est assurée par du ciment chirurgical à base de résine acrylique. Cette technique a l'avantage d'assurer une stabilité immédiate et parfaite de l'implant, donc de reprendre l'appui et la marche immédiatement et sans douleur. Cependant, à long terme, le ciment perd ses qualités mécaniques, et les descellements peuvent apparaître imposant une reprise chirurgicale. La reprise comporte l'ablation de la prothèse, du ciment et la mise en place d'une nouvelle prothèse. Ce genre de reprise chirurgicale ne pose pas de problème particulier contrairement aux implants non cimentés. En effet, il est facile de soustraire la

prothèse en cassant le ciment. Les prothèses cimentées sont actuellement celles pour lesquelles nous avons le plus de recul et les meilleurs résultats [12].

Dans le but d'éliminer l'interface ciment, les prothèses standard anatomiques sont apparues. En gamme homothétique, elles assurent un bon remplissage de la cavité métaphysaire osseuse. Ces prothèses sont fixées sans ciment [12] : la fixation de la prothèse est assurée par le remplissage optimum de la cavité osseuse par l'implant tant au niveau de la cotyle que du fémur. La cupule est alors soit enclavée dans l'os, c'est la méthode « press-fit », soit fixée par vissage [5]. Pour obtenir une bonne repousse osseuse à la surface des pièces prothétiques, une adjonction d'hydroxyapatite est réalisée favorisant l'ostéogenèse endos tale.

Celle-ci assure une véritable fixation biologique de l'implant, assurant une liaison « intime » avec l'os receveur.

Le revêtement hydroxyapatite sur la totalité de la prothèse permet d'améliorer la fixation distale de la tige en zone saine sans compromettre la fixation proximale secondaire, autorisant des reconstructions osseuses métaphysaires spontanées. On observe un faible taux de douleur de cuisse. Une modularité et un verrouillage pourraient améliorer la fixation primaire et limiter les enfoncements [13]. Lorsque cette ostéogenèse est imparfaite, la fixation des implants est mauvaise, les implants présentent une micro mobilité qui entraîne des douleurs à l'appui et à la mobilisation, imposant une reprise chirurgicale. Toutefois, fréquemment la prothèse se recale et finit par se fixer.

La qualité de cette fixation est telle qu'elle peut rendre l'ablation des pièces prothétiques difficile voire périlleuse lorsqu'une reprise chirurgicale est envisagée en particulier en cas d'instabilité pour malposition.

Le choix entre prothèse cimentée et prothèse sans ciment dépend des tendances individuelles et des écoles [12]. Le type de prothèse et les techniques utilisées pour la pose d'une P.T.H. dépendent de plusieurs facteurs : l'âge du patient, le type de l'os et sa forme, le niveau d'activité et le coût. Tout ceci devant être pris en considération afin de choisir la prothèse appropriée suivant le patient. Aussi, toute pose de P.T.H. doit être ou pourrait être planifiée afin d'effectuer le meilleur choix pour le patient [14].

D'une façon générale, les fixations cimentées requièrent des révisions chirurgicales dans près de 30% des cas pour une durée de 10 ans. Pour les tiges non cimentées, les résultats initiaux sont satisfaisants les 5 premières années. Après 6-8 ans, des révisions au niveau de la cavité cotyloïdienne sont nécessaires dans certains cas, révélant des ostéolyses avec des pertes de polyéthylène [15].

II.2. LES RESULTATS**II.2.1. DUREE DE VIE DE LA PROTHESE.**

Théoriquement, la prothèse de hanche peut donner satisfaction plusieurs années. C'est le cas chez les personnes âgées, sollicitant peu leur prothèse. Toutefois chez les sujets plus jeunes, très actifs, et dont l'espérance de vie est longue, il y a un risque sérieux de descellement de la prothèse à long terme. Ainsi après 15 ans, parfois moins, la réapparition de douleur de hanche doit faire craindre le descellement. Si celui-ci est symptomatique ou radiologiquement important, un changement de prothèse peut être nécessaire. Le résultat des "reprises" de prothèse de hanche est globalement bon mais souvent inférieur à celui des prothèses de première intention [12].

II.2.2. ANALYSES DES PROTHESES DE HANCHE.

Les résultats précoces sont rapidement acquis et globalement satisfaisants quel que soit le type de prothèse utilisée. Ils s'apprécient sur trois paramètres:

- disparition de la douleur,
- qualité de la hanche, avec ou sans boiterie, avec ou sans canne,
- mobilité.

Dans un très grand nombre de cas, on aboutit à une hanche "oubliée", c'est à dire quasiment normale.

Les résultats à long terme ne peuvent s'apprécier en toute objectivité et certitude, qu'avec les prothèses qui ont un recul suffisant. C'est le cas des prothèses type Charnley, dont le modèle le plus courant en France est la prothèse de Kerboul.

Résultats des prothèses cimentées:

Pour les prothèses cimentées, les résultats sont présentés selon deux périodes en fonction de la méthode de cimentation [5]. En effet selon les auteurs, à partir de 1988 la technique de cimentation a été sensiblement modernisée. Avec un recul de 10 ans, les taux de survie des prothèses cimentées sont globalement de 94.6% en utilisant des méthodes modernes de cimentation apparues après 1988. Les taux de survie des prothèses cimentées à un recul de 17 ans varient globalement entre 80 et 87%. Certains implants affichent même une survie de 90.7% à 15 ans. Les résultats des deux types de prothèses les plus utilisées se situent dans la moyenne, la prothèse Charnley et Lubinus IP (à 19 ans, la survie est encore de l'ordre de 83%). Aussi, en utilisant une technique moderne de cimentation, on peut estimer que 95% des patients âgés

n'auront pas besoin de reprise. Selon ces mêmes auteurs, l'amélioration de la technique de cimentation a conduit à une diminution des taux de reprises pour descellement et ce, quel que soit le modèle de prothèse. Dans le but d'améliorer la qualité des résultats au niveau de la fixation, certains auteurs se sont également intéressés au type de revêtement (lisse ou rugueux). Il apparaît que les tiges lisses sont les meilleures.

Résultats des prothèses non cimentées :

Les 5559 P.T.H. non cimentées représentent une faible part des P.T.H. implantées, 3.6%. Leurs résultats de survie à 10 ans sont globalement de 85.8% [5].

Les prothèses non cimentées doivent être rugueuses (effet de surface) pour avoir une bonne fixation. On utilise également des oséoinducteurs comme l'hydroxyapatite qui a été utilisée dans la majorité des cas.

Résultats des prothèses hybrides :

5246 P.T.H. hybrides ont été implantées depuis 1988, représentant 4.6% de l'ensemble des P.T.H. Un taux restreint de prothèses hybrides est utilisé. Les taux de survie sont environ de 92.4% à 9 ans de suivi [5].

II.2.3. COMPLICATIONS TARDIVES DES PROTHESES DE HANCHE

Les complications tardives sont essentiellement mécaniques et représentent la cause principale des changements de prothèse. Parmi celles-ci, il y a l'usure et le descellement.

L'usure

Elle est due au frottement de la tête de la prothèse fémorale habituellement métallique à l'intérieur de la cupule en polyéthylène. Ce couple de frottement Métal/Polyéthylène est le plus utilisé dans le monde. Il détient avec les prothèses type Charnley, le record de longévité.

Le descellement

Celui-ci provoque des micro mouvements des pièces prothétiques qui ne sont plus fixées à l'os. Peu à peu cette micro mobilité va entraîner l'apparition de douleurs, Radiologiquement les pièces prennent du jeu et on voit apparaître un liseré qui témoigne du descellement. D'après les travaux de Kerboull [3], les causes de descellement aseptique sont essentiellement de deux ordres, mécanique et biologique (schéma 1).

Au niveau mécanique, en ce qui concerne les prothèses **non cimentées**, la cause principale est l'absence de fixation initiale solide et celle-ci semble due la plupart du temps à un ajustage

Insuffisant de la prothèse :

- soit parce que la prothèse est sous dimensionnée,
- soit parce qu'elle ne reproduit pas assez fidèlement la forme de l'os.

Il est certain que l'immobilité de la prothèse dans le canal cervico-médullaire est indispensable à sa fixation biologique secondaire. L'existence d'une collerette peut être un avantage immédiat mais trompeur, simulant une fixation solide alors que l'ajustage métaphysaire est médiocre.

Son absence permet à la prothèse de s'enfoncer, de se recaler solidement plus bas et de retrouver ainsi une assise secondaire plus solide que l'initial, autorisant l'ancrage biologique.

Les causes des descellements mécaniques des prothèses **cimentées** sont multiples. A partir de l'étude de 389 P.T.H. de Charnley et T 28 [3], on distingue deux modes de descellement :

- le descellement entre le ciment et l'os,
- le second est le descellement entre la prothèse et le ciment.

Le ciment acrylique a des caractéristiques physiques et mécaniques précises qui font de lui un excellent matériau d'ajustage tout à fait capable de transmettre harmonieusement à l'os les contraintes qu'il reçoit de la prothèse, mais c'est un matériau fragile et cassant qui supporte mal les contraintes de flexion et de traction. Il supporte en revanche beaucoup mieux la pression à la condition de reposer sur un socle rigide et régulier. Pour éviter la fracture il faut donc que la géométrie de la prothèse soit telle qu'elle ne lui transmette que des contraintes en pression. La prothèse en raison de sa forme même, reçoit en charge deux types de force, l'une verticale qui tend à la fléchir et à l'enfoncer, l'autre axiale qui tend à la faire tourner sur son axe. La force qui tend à fléchir la prothèse sera naturellement d'autant plus importante que le sujet est lourd, actif, que le bras de levier externe de la prothèse est long et qu'elle est même varisante (angle cervico-diaphysaire fermé, prothèse implantée en varus). Ces éléments sont d'ailleurs constamment corrélés avec la fréquence des descellements. Cette force transmet à l'os par l'intermédiaire du ciment des contraintes de pression en deux aires supéro-médiale (située en haut et en dedans de la prothèse) et inféro-latérale (située en bas et en dehors de la prothèse). S'il persiste dans la région supéro-médiale une fine couche de spongieux friable, celle-ci va rapidement s'affaisser sous la pression, et si la tige métallique est mince et flexible et son bord interne tranchant, la couche de ciment interposée va casser par traction et flexion.

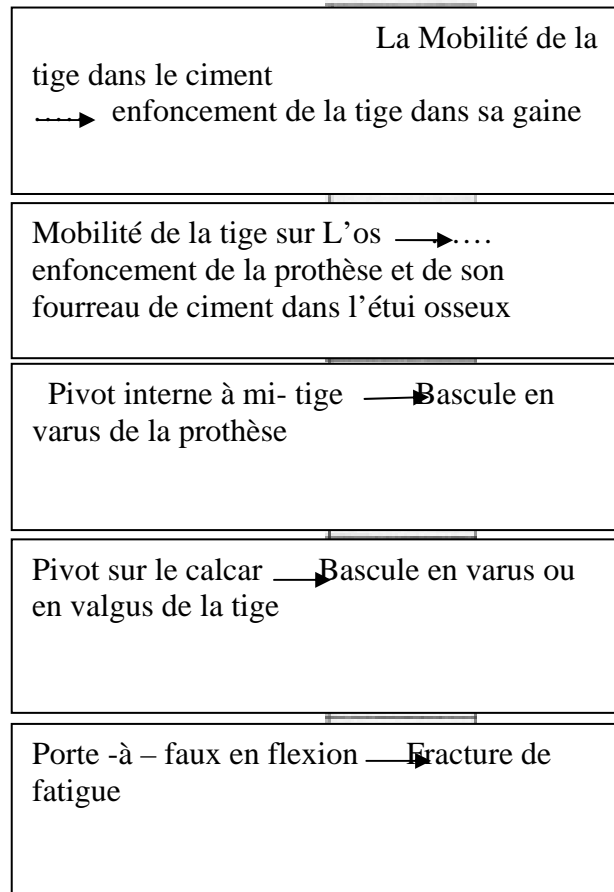


Schéma 1 : Les quatre modes de scellement mécanique de la tige fémorale cimentée.

En raison de multiples variations de la forme et de l'architecture des tiges fémorales

II.2.4. CHOIX DU MATERIEL PROTHETIQUE.

L'anticipation des problèmes dus à la pose d'un implant commence par une étude préopératoire. En effet un planning préopératoire, après analyse du patient, permet une P.T.H. Mieux appropriée. Une étude montre que le pourcentage de prothèses correctement dessinées est de 98%. Plus de 80% des difficultés intra opératoires ont été anticipées.

Le planning pré opératoire est donc une valeur significative pour le succès de la P.T.H. [16]. Aussi, une méthode éléments finis à partir de scanners CT peut être utilisée pour prédire les fractures du fémur. **Les résultats montrent que cette technique sophistiquée peut permettre de prédire les fractures du fémur contraint à une charge avec une assurance de 95%** [17].

Le nombre de modèle de PTH sur le marché dépasse **430-440**. Parmi cette large gamme disponible, le choix de la prothèse doit être soigneusement adapté au patient avant l'intervention. Le choix de la prothèse s'effectue sur des critères dépendant directement du patient et du chirurgien. L'âge du patient, son activité, son espérance de vie, ses attentes et exigences en termes de qualité de vie postopératoire vont être pris en compte. Quant au chirurgien, la formation qu'il a reçu, son apprentissage, vont influencer son choix. L'accès à certain type de dispositif (proximité du fabricant, facilité de mise à disposition du matériel) est également un critère de choix essentiel pour le chirurgien [5].

Selon les indications développées par des experts, nous pouvons rapporter que [18]:

- Les implants fémoraux standard monoblocs droits cimentés, dont l'indication se justifie surtout entre 75 et 80 ans ont été utilisés dans cette tranche d'âge dans 50% des implantations soit **dans un cas sur deux seulement**.
- Les implants fémoraux standard cimentés associés à une tête métallique, indiqués **après 80 ans, semblaient être fréquemment utilisés avant cet âge**.
- Les implants fémoraux standards associés à une tête en céramique, indiqués avant 80 ans auraient **une utilisation justifiée seulement dans 60% des cas**.
- Les implants fémoraux anatomiques cimentés, qui n'apportent rien de plus qu'un simple implant fémoral cimenté, **sont relativement souvent utilisés dans les tranches d'âges avancés**, sans que la nécessité d'une tige « anatomique » soit réellement prouvée dans ces âges (sauf cas particulier).
- Les implants fémoraux anatomiques non cimentés, indiqués surtout avant l'âge de 60 ans, étaient également utilisés après cet âge.
- Les implants cotyloïdiens cimentés, qui devraient être utilisés après 80 ans, **sont beaucoup plus utilisés avant cet âge**.
- Les implants cotyloïdiens sans ciment, considérés comme les **meilleurs rapports « qualité/prix/usure » sont utilisés indifféremment**.

- Les implants cotyloïdiens sans ciment, mais associés à un insert céramique et à une tête céramique, d'un rapport « qualité, prix, usure » favorable et **surtout utilisable avant 60 ans, sont le plus souvent utilisés après cet âge.**
- Les billes pour « cônes mixtes » dont l'usage devrait être adapté à l'âge physiologique du patient **sont très utilisées quel que soit l'âge**
- Les couples « cône céramique/tête céramique » d'une grande longévité ayant dès lors un intérêt chez un sujet jeune, ne dépassant pas l'âge de 60 ans, sont très utilisés après cet âge.

Les P.T.H. cimentées ont dépassé toutes les espérances de survie : sur un suivi de 20 ans 86% des cupules ont survécu [19]. Seulement 8% d'entre elles ont eu des défaillances aseptiques et 95% des tiges fémorales ont survécu avec 3% d'entre elles nécessitant une révision pour défaillance aseptique. Les causes de défaillance du côté du fémur sont mécaniques et ceci peut être amélioré avec de meilleures techniques de cimentage. Les causes de défaillance du côté de la cupule sont biologiques et sont dues à la dégradation du polyéthylène. Ceci peut être amélioré grâce à l'utilisation de tête en céramique zircone plutôt qu'en chrome cobalt. **Au contraire les prothèses non cimentées donnent de mauvais résultats.** Ce que l'on peut tirer de 20 années d'expérience :

1. utiliser une tête fémorale de 22 mm, particulièrement dans une cavité articulaire en polyéthylène de moins de 50mm ou une tête en céramique zircone pour faire chuter l'usure.
2. conservation de l'os subcentral avec de multiples trous pour permettre une bonne fixation du ciment avec la cupule acétabulaire dans les 35-40° en abduction et les 15-20° en antéversion.
3. un composant fémoral sans collier avec une surface lisse en chrome cobalt qui permet le contrôle du tassement à l'intérieur du manteau cimenté.
4. les nouvelles techniques de cimentation.

II.3. LES MODELES DE PROTHESE.

Si la mise en place des P.T.H. est dans la plupart des cas empirique, il existe de nombreuses études basées sur la modélisation pour appréhender les phénomènes physiques. Ainsi de plus en plus, les recherches se sont orientées vers l'analyse des conséquences de l'implant sur son environnement osseux. Les modèles 2D ou axisymétriques ont fait l'objet de premières approches mécaniques. Très rapidement, les **modélisations tridimensionnelles** se sont imposées afin de prendre en compte les aspects asymétriques du fémur. L'influence de certains Paramètres géométriques ou celle des caractéristiques des matériaux semble mieux connue ; comme la longueur de la tige prothétique ou le matériau de l'implant. En effet, la déformation de la tige de la prothèse et de l'os au contact est liée non seulement à la nature du matériau mais également et surtout à la géométrie de l'implant et en particulier à son moment d'inertie en flexion.

L'outil numérique est donc un atout intéressant pour le développement de l'orthopédie.

Cependant, pour des raisons évidentes, il est utilisé essentiellement dans le cadre de simulations relatives ou qualitatives. Peu d'auteurs se sont intéressés à la validation quantitative de leur modèle (Couteau [4]).

II.3.1. LES MODELES EXISTANTS.

Rohlmann et al (Prendergast [20]) ont présenté le premier modèle en 3D de remplacement de

hanche, calculant les contraintes dans la prothèse, le ciment et l'os montrant ainsi l'influence de la musculature. D'autres recherches ont montré les effets du choix des matériaux sur les contraintes dans divers composants.

Une étude sur un modèle d'os avec des propriétés d'anisotropie a été menée afin d'étudier les fractures des os avec les implants. Plusieurs analyses ont été rapportées : modification sur la longueur de la tige, contraintes sur les interfaces, reconstitution des os, dessin de la cupule et de la tête fémorale afin d'augmenter la stabilité de la prothèse (Scifert [16])... Finalement, il a été montré qu'en utilisant des modèles éléments finis et des logiciels adaptés, on pouvait simuler des processus biologiques ouvrant un champ de recherche intéressant en permettant aux scientifiques de tester des algorithmes pour les excroissances de tissus, adaptation et dégénérescence.

Ces algorithmes ont été utilisés pour explorer les bases mécaniques de processus tels que la reconstitution d'os, la guérison de fracture et l'ostéoporose (Prendergast [21]). L'utilisation de modèle 3D permet une représentation réaliste de la géométrie du fémur et permet d'examiner les

comportements de celui-ci soumis à une charge. Un modèle 3D permettant de prédire les fractures du fémur contraint à une charge a été réalisé (Robinson [21]).

II.3.2. LES METHODES UTILISEES.

On retrouve des méthodes similaires dans plusieurs études. A partir de scanners CT, on obtient des voxels directement convertis en éléments finis, avec l'usage de logiciel [22], [23].

Les **matériaux** sont considérés comme homogène [24] ou hétérogène [17], isotrope [24] et linéairement élastique [21], [23]. Le **polyéthylène** est considéré comme un matériau ayant un comportement élastoplastique non linéaire [16].

Les **os** sont en général considérés comme anisotropes et élastoplastiques. Le **tissu cortical** est un matériau compact, dont les propriétés mécaniques sont élevées (module d'Young : entre 5 et 20 GPa suivant la direction). Sa structure en fibres monodirectionnelles lui confère un comportement orthotrope proche de la structure isotrope transverse [4], [24]. En effet, le module d'Young mesuré selon l'axe de l'os est généralement supérieur à ceux mesurés selon les axes circonferentiel et transversal. Par le biais de la technique ultrasonore, l'os cortical du fémur est apparu variable sur la périphérie : les modules élastiques selon les trois axes d'orthotropie ainsi que la masse volumique sont plus faibles dans la région postérieure [4].

L'**os spongieux** possède une structure dite cellulaire, ainsi on considère sa structure fortement anisotrope. Cependant, on peut supposer que les réseaux de travées osseuses fortement orientés lui confèrent localement un comportement orthotrope. Les propriétés mécaniques de l'os spongieux sont comprises sur une large gamme de faibles valeurs (entre 10 et 5000 MPa suivant les échantillons) [4].

On utilise surtout des éléments quadratiques de type hexaèdres ou cubiques mais pour représenter les surfaces lisses des os ou les parties effilées, on utilise des éléments tétraédriques (Tableau 2).

Un modèle bidimensionnel en éléments finis utilisant des éléments de type poutre dans le plan Frontal donne une bonne représentation (tridimensionnelle) de la cupule [20].

Les interfaces os/ciment, ciment/métal, os/métal, tige/ciment sont souvent difficiles à déterminer parce qu'il est compliqué de prendre en considération à la fois les liaisons entre elles et les micromouvements (Tableau 3).

Les tiges sont modélisées par des cylindres de 10 mm de diamètre [22]. La bibliographie révèle de nombreuses données utilisées lors des différentes simulations.

Tableau 2 : Nombre d'éléments, de nœuds et types d'éléments utilisés.

Matériel	Eléments	Types
Tige	1234 [23], 360, 1200 [16]	Quadratique, solides hexaèdres [22] cubiques 3mm [20], éléments rigides triangulaires [16]
Tête fémur	300 [25]	Carré à 4 nœuds [25]
Fémur	10 596 [26]	Brick [26]
Ciment	348 [23]	cubiques 3mm [20]
Tige + ciment	7412, 7493 [24]	Brick (éléments iso paramétriques à 8 nœuds) [24]
Cupule	3200, 2400[16] 1500 [25]	Hexagonal [16] Cubes + tétraèdres + polygones à 4 côtés [25]
Os spongieux	1359 [23]	cubiques 3mm ([20], [17]), Cubes de 1 mm ³ [20]
Os cortical	3406 [23]	Bricks et tétraèdres [20], cubiques 3mm ([20], [17])
Total (ciment, tige, fémur)	6347 [23], 6876- 19 151 [17]	

Tableau 3 : Interfaces.

Os/Ciment	Parfaitement reliés ([22], [23])
Os/Métal	Interface de contact [23], non reliés [26]
Tête Fémur /Cupule	Interface de contact permettant le glissement avec un coefficient de frottement [16].
Ciment/Métal	Parfaitement reliés [23] Eléments finis axisymétriques [20]
Tige/Ciment	Interface reliant les nœuds à la surface [24], Seulement les nœuds du côté latéral sont reliés à la périphérie du ciment

Dans la littérature, [4], on trouve **l'interface os/prothèse** modélisée sous forme d'une liaison parfaite. Elle est réalisée par une couche de nœuds commune aux deux structures. Le temps de calculs est réduit mais le modèle manque de réalisme. On intègre alors une

interface plus sophistiquée dans le sens où les deux structures sont autorisées à glisser, se séparer, ou entrer en contact.

Tableau 4 : Coefficient de friction suivant le couple de matériels.AC : céramique d'oxyde alumine, PE : polyéthylène, CC : chrome cobalt.

Matériels pour tête/cupule	Coefficient de friction
CC/CC hautes frictions	0.20 [20]
AC/AC hautes frictions	0.15 [20].
CC/CC basses frictions	0.10 [20]
CC/PE	0.07 [20], 0.038 [16]
AC/PE Tige creuse	0.05 [20]
AC/PE Tige pleine	0.05 [20]
AC/AC basses frictions	0.05 [20]
AC/PE	0.05 [20]

Remarquons que plus le coefficient de friction est élevé moins la prothèse est résistante (Tableau 4).En ce qui concerne les paramètres mécaniques, la littérature met en avant la difficulté à les déterminer (Tableau 5, 6, 7, 8, 9). En effet, on voit à partir d'études faites sur les propriétés mécaniques du tissu osseux fémoral [27] que les résultats trouvés sont très différents selon les études.

Tableau 5 : Valeurs maximales et minimales, médianes, moyennes, et écart-types des propriétés mécaniques portant sur 96 échantillons d'os cortical de fémurs humains [27].

E1 (GPa)	E2 (GPa)	E3 (GPa)	ρ (Kg/m ³)
6.8-18.7	8.1-17.0	11.4-31.9	1405-2389
11.8	12.2	19.8	1791
11.7+/-1.9	19.9+/-2.7	19.9+/-2.7	1821-183

Tableau 6 : Propriétés mécaniques hétérogènes de l'os cortical [4].

E _n (GPa)	E ₂₂ (GPa)	E ₃₃ (GPa)	ν_{12}	ν_{13}	ν_{23}	G ₁₂ (GPa)	G ₁₃ (GPa)	G ₂₃ (GPa)
Région diaphysaire								
9.435	9.919	16.048	0.336	0.187	0.181	3.225	4.032	4.386
Région épiphysaire								
6.0	8.1	11.4	0.172	0.107	0.110	2.3	3.0	3.1

Tableau 7 : Paramètres mécaniques du spongieux proximal et distal [4].

	Minimum	Maximum	Pas
ρ_{prox} (Kg/m ³)	75.05	846.85	38.56
ρ_{dist} (Kg/m ³)	348.78	953.78	30.25
E_{prox} (MPa)	41.64	1966.04	96.22
E_{dist} (MPa)	704.12	1989.12	832.62

Tableau 8 : Caractéristiques mécaniques de la P. T.H. et de l'os.

	Coefficient de Poisson	Module d'Young
Ciment	0.3 ([22], [24])	2721 +/- 76 MPa (Cerim) [23] , 2 GPa [22], 2.28 GPa [24]
Tige	0.3 ([22], [16], [24], [28], [25]) 0.28 [26]	20-350 GPa [22], 110 [16], 210 GPa [24], 105 000 MPa [28], 210 GPa [25], 2.00 ^E +5 N/mm ² [26]
Cupule (polyéthylène)	0.45 [16], 0.3 [25]	0.63497 GPa [16], 1.4 GPa [25]
Tête du fémur	0.245 [28]	380 000 MPa [28]
Fémur	0.3 [22], 0.4 [21]	5.381, ..., 21 531, 22 607 MPa [21], 20 GPa [22] 12.0 GPa circonférentiel [29] 13.4 GPa transversal [29] 20.7GPa axial [29]
Os Spongieux	0.3 ([24], [26])	0.4 GPa [24], 5.91 GPa [5], 100 N/mm ² [26]
Os Cortical	0.4 [24], 0.32 [26]	14 200 MPa [4] Ex, Ey = 7.0, Ez=11.5, Gxy=2.6, Gyz, Gzx=3.5 GPa [24] 14217 N/mm ² [26]
Os Iliaque		0.564 GPa [20]

L'alliage **chrome cobalt** est représenté par un Module d'Young de 200 GPa (Gross [22]), le **Titane** est représenté par un Module d'Young de 110 GPa (Scifert [16]) et **l'acier** est représenté par un module d'Young de 210 GPa et un coefficient de Poisson de 0.285 (Couteau [4]).

Tableau 9 : Propriétés mécaniques des tissus osseux employées lors de l'analyse modale des modèles de fémurs prothèses (Couteau [4]).

Os cortical	Homogène orthotrope : $E_{11}=9818$ MPa $E_{22}=10313$ MPa $E_{33}=16700$ MPa $\nu_{12}=0.350$ $\nu_{13}=0.194$ $\nu_{23}=0.188$ $G_{12}=3357$ MPa $G_{13}=4196$ MPa $G_{23}=4531$ MPa
Os spongieux proximal	Inhomogène isotrope : 42.4 MPa $\langle E \rangle < 1967.4$ MPa 74.9 $\text{Kg/m}^3 < \rho < 844.9$ Kg/m^3
Os spongieux distal	Inhomogène isotrope : 704.1 MPa $\langle E \rangle < 1989.1$ MPa 348.8 $\text{Kg/m}^3 < \rho < 953.8$ Kg/m^3 $\nu = 0.3$

II.3.3. LE DOMAINE DE VALIDATION.

Trouver un compromis entre la complexité requise pour une réplification de la réalité et la simplicité requise pour la facilité d'analyse est la clef pour un bon modèle éléments finis. L'équilibre doit se faire par de judicieuses spécifications des attributs suivants :

1. géométrie.
2. conditions limites.
3. propriétés du matériel modélisé.

La simulation en éléments finis a longtemps et continue à être critiquée à cause du manque de validité des modèles. Pourtant cette méthode est souvent la seule possibilité pour explorer de nouveaux domaines même si les résultats ne peuvent être garantis à cause du manque d'informations biologiques. Si d'énormes efforts ont été faits, les lois du matériau modélisé restent incertaines et le manque de connaissance sur les conditions limites existe. Rarement les articles concernant les modèles éléments finis comparent leurs résultats avec les résultats expérimentaux [20].

La littérature révèle peu de validation portant sur la modélisation de fémurs prothésés avec des implants sans ciment. On rencontre plus souvent des modélisations avec des implants cimentés. Dans ce cas la liaison implant/ciment totalement collée démontre une fiabilité correcte sur les points de la diaphyse uniquement. Au niveau de l'épiphyse, le désaccord entre les résultats expérimentaux et numériques est attribué à la proximité des points d'application des forces.

Une prothèse non cimentée modélisée à l'aide d'un gap dépourvu de frottement fournit un champ de contrainte très similaire à celui des pressions relevées expérimentalement au moyen d'un film capteur de pression [4].

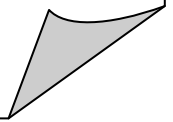
Finalement, l'analyse mécanique de l'implant sur-mesure conçue selon le protocole Euros, démontre une bonne reproductibilité du comportement mécanique du fémur intact dès lors que les moments articulaires sont de faibles amplitudes. Dans le cas contraire, les effets néfastes dus à la rigidité proximale sont à prévoir. Mis à part les méfaits des moments articulaires, on constate que l'implant sur-mesure remplit correctement son rôle. Il semble présenter quelques avantages par rapport à un implant conventionnel non cimenté ou à un implant cimenté.

Des tests appliqués à un implant cimenté ont montré que les amplitudes des champs de contraintes sont notablement diminuées sur toute la longueur de la tige et particulièrement à la base de la collerette. Ces résultats mettent en avant le fait que de tels implants ne peuvent éviter les problèmes liés au phénomène de stress shielding [4].



CHAPITRE III :

**LA MODELISATION
NUMERIQUE D'UNE
PROTHESES FEMORALE
DE LA HANCHE.**



CHAPITER III : LA MODELISATION NUMERIQUE D'UNE PROTHESES FEMORALE DE LA HANCHE.

Selon diverses projections américaines et européennes, le nombre d'implants orthopédiques va doubler d'ici 2030.

Cette croissance est liée à l'augmentation de l'espérance de vie, mais aussi au fait que les patients sont opérés de plus en plus jeunes.

Pour cette catégorie de patients – âgés de moins de 60 ans – présentant des exigences fonctionnelles importantes, les résultats cliniques aujourd'hui encore médiocres doivent être améliorés. Cela nécessite le développement de composants prothétiques plus performants.

L'outil informatique présenté ci-après constitue un instrument de travail indispensable à cet égard. Il permet, en effet, de valider un choix d'options de formes géométriques, de matériaux et de revêtements de surface d'une prothèse avant son implantation clinique. Utilisé de manière intensive, il permet également d'évaluer lors de la planification préopératoire, le positionnement des composants prothétiques afin d'optimiser la répartition des contraintes entre l'os et la prothèse. Ce modèle biomécanique est donc un outil d'évaluation préclinique dont l'utilisation courante va permettre de développer de nouveaux dessins prothétiques.

Son champ d'application englobe toutes les formes de prothèses articulaires – hanche, genou. Cette nouvelle méthodologie est appelée à faire partie, au même titre que les tests expérimentaux sur les matériaux prothétiques, des moyens qui permettent de vérifier si une nouvelle prothèse satisfait aux exigences requises pour son homologation.

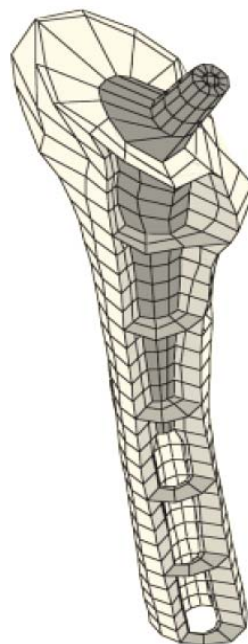


Figure 9 : Maillage par éléments finis d'un système os-tige fémorale [30]

III.1. Le modèle biomécanique

Les méthodes numériques se sont, grâce au développement de l'informatique, progressivement imposées pour compléter les méthodes expérimentales traditionnelles d'analyse des mouvements des corps solides déformables. Elles démontrent notamment toute leur puissance d'induction quand:

- les formes géométriques de ces corps sont complexes
- les déformations subies sont grandes
- les matériaux constitutifs présentent des comportements non linéaires
- les charges appliquées sont dynamiques.

Ces méthodes sont remarquablement adaptées à la solution de problèmes biomécaniques – en particulier ceux posés par les prothèses articulaires – puisque les solides déformables que sont la structure osseuse et l'implant sont de forme complexe, que le comportement de l'interface os-implant est hautement non-linéaire et que les charges appliquées sont dynamiques.

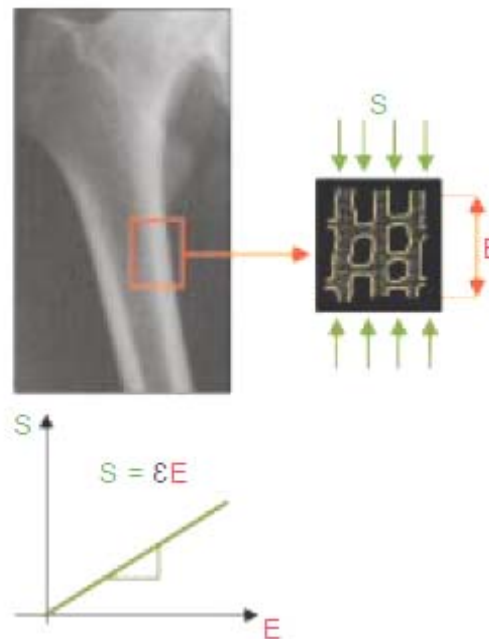


Figure 10 : Définition de la loi de comportement contrainte-déformation[30]

Le modèle numérique permet, ainsi, de représenter géométriquement une configuration os-prothèse et de lui appliquer les lois mécaniques qui régissent son fonctionnement en tant que solide déformable soumis à un ensemble de forces. Son outil principal est un logiciel informatique recourant à la méthode des éléments finis.

La modélisation par méthode numérique nécessite une description précise:

- de la prothèse (géométrie 3D, propriétés mécaniques caractéristiques de l'interface os-prothèse)
- de la structure osseuse (géométrie 3D, distribution des densités osseuses, propriétés mécaniques, lois de comportement)
- des conditions de charge du système (forces de contact articulaires, forces musculaires).

Cette description et le recours à la méthode des éléments finis permettent de déterminer un certain nombre de variables biomécaniques telles la répartition des contraintes dans les solides, la répartition des contraintes et des micro-mouvements à l'interface os-prothèse à un instant donné ainsi que l'évolution au cours du temps de la structure osseuse.

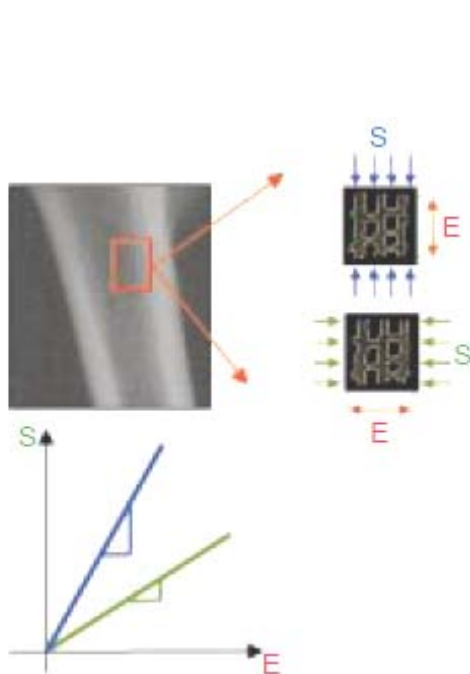


Figure 11 : Illustration de la différence de rigidité osseuse liée à l'anisotropie

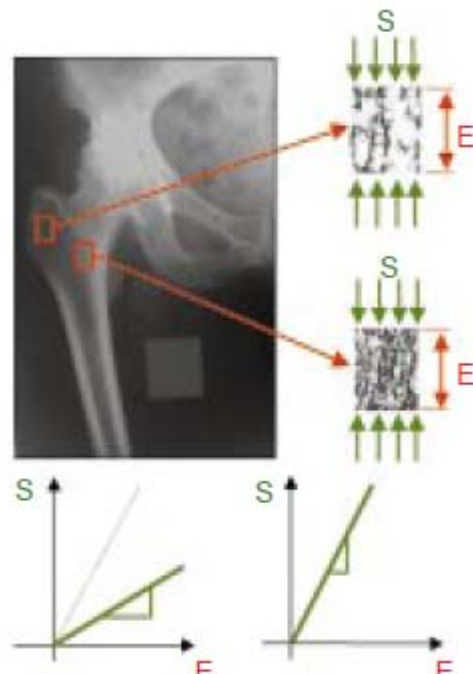


Figure 12 : L'inhomogénéité osseuse par la différence de rigidité entre deux zones du fémur

III.1.1 Modélisation

La première étape de la modélisation est l'acquisition de l'information géométrique. L'imagerie scanner nous fournit cette information sous forme d'un ensemble de coupes transversales. Après extraction par un logiciel de traitement d'image approprié des géométries fémorales interne et externe, le solide est reconstruit en 3-D (figure) avec le maillage correspondant.



Figure 13 : Reconstruction tridimensionnelle de la géométrie fémorale après ostéotomie réalisée sur la base de coupes transversales scanner

Le recours au modèle biomécanique et aux méthodes numériques qu'il inclut, méthode des éléments finis en particulier, permet de modéliser les structures suivantes:

a) Structure osseuse

Cette structure est complexe. Le matériau qui la constitue est, en effet, élastique et présente un comportement plastique, non-homogène et anisotrope. Pour le modéliser, l'on tient compte des paramètres suivants:

- **la contrainte**, (**S**), qui s'exerce sur chacun des éléments finis; elle a la forme d'une force par unité de surface – soit une pression – et s'exprime en Pascal(Pa)
- **la déformation**, (**E**), qui représente l'accroissement de longueur d'un élément du solide, rapporté à sa longueur initiale.

Pour un élément donné, la relation entre contrainte et déformation est caractérisée par son module d'Young. Mais l'os est une structure non-homogène, donc qui ne présente pas partout la même densité. Aussi faut-il, afin d'intégrer ce défaut d'homogénéité dans le modèle, attribuer une **densité apparente** (ρ) à chaque nœud du maillage.

La structure de l'os, de plus, n'est pas isotrope: il se déforme moins lorsqu'une même force est exercée dans le sens longitudinal, que dans le sens transversal, cette différence pouvant aller jusqu'à atteindre un facteur 2. Il s'est donc avéré nécessaire d'introduire une **direction privilégiée d'anisotropie** (\mathbf{v}) dans le modèle, ce qui revient à définir un **tenseur de structure** (**M**).

La loi de comportement décrivant la relation contrainte-déformation dépend, ainsi, du module d'Young de la structure osseuse, de sa densité apparente (ρ), du tenseur de structure M et du tenseur de déformation.

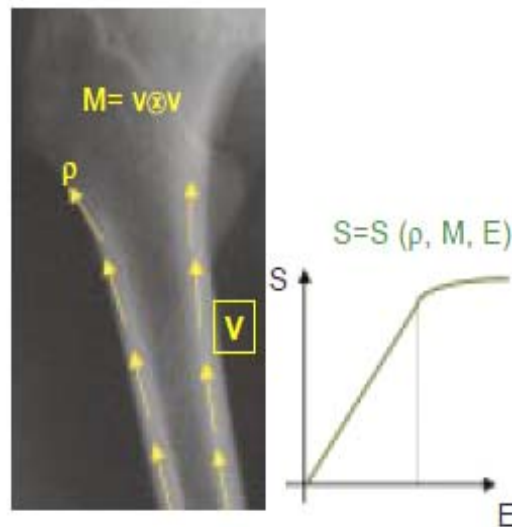


Figure 14 : Facteurs intervenant dans la définition de la loi de comportement [30]
v: direction privilégiée d'anisotropie
M: tenseur de structure
r: densité osseuse

b) Conditions de charge

La définition des géométries prothétique et osseuse, associée aux lois de comportement, ne suffit pas pour évaluer le comportement biomécanique d'une configuration os-prothèse. Il faut encore y introduire les conditions de charge induites par l'action des muscles, variables d'un patient à l'autre, notamment en fonction de leur poids.

III.1.2 Simulations

Le modèle biomécanique permet, entre autres, de simuler les types de situations cliniques suivantes:

a) Stabilité d'un implant fémoral non cimenté

Lors de la conception d'un implant fémoral non cimenté, la recherche d'une géométrie susceptible d'optimiser la stabilité primaire est capitale: une bonne stabilité primaire assure, en effet, une fixation secondaire durable.

La qualité de la stabilité primaire dépend de la répartition des contraintes et des micro mouvements qui s'exercent à l'interface os-prothèse. On distingue:

- le **micro-glissement** et la **contrainte de cisaillement**, deux variables dont les directions sont parallèles à l'interface, et
- le **micro-décollement** et la **contrainte de compression** qui s'exercent perpendiculairement à l'interface.

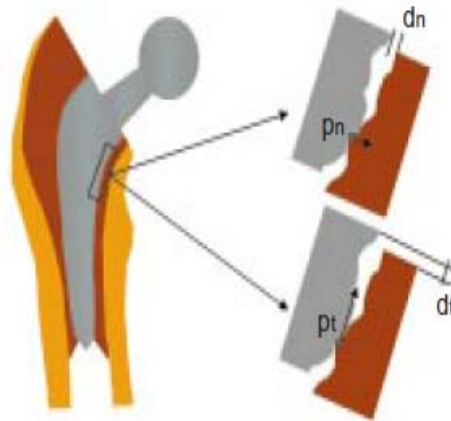


Figure 15 : Variables biomécaniques à l'interface

di : macro-glissement

Pt : contrainte de cisaillement

dn : micro-décollement

Pn : contrainte de compression

b) Remodelage osseux

L'évaluation de la stabilité primaire permet d'établir certains critères de performance d'un implant. Mais l'os est une matière vivante qui évolue au cours du temps: il se modifie, en particulier, sous l'effet des contraintes auxquelles il est soumis. Pour compléter l'évaluation biomécanique du système os-implant il est donc nécessaire d'introduire dans le modèle une fonction décrivant cette adaptation osseuse (ou remodelage osseux).

La boucle de remodelage se définit de la manière suivante. L'activité physique d'un patient ainsi que la modification de sa configuration osseuse avec l'arthroplastie de hanche conduisent à un changement de sa structure osseuse. Ce changement induit une altération du champ de contraintes (compression et cisaillement) qui va elle-même induire un stimulus mécanique. Ce stimulus au travers des réactions biologiques modifiera la densité osseuse (figure16)

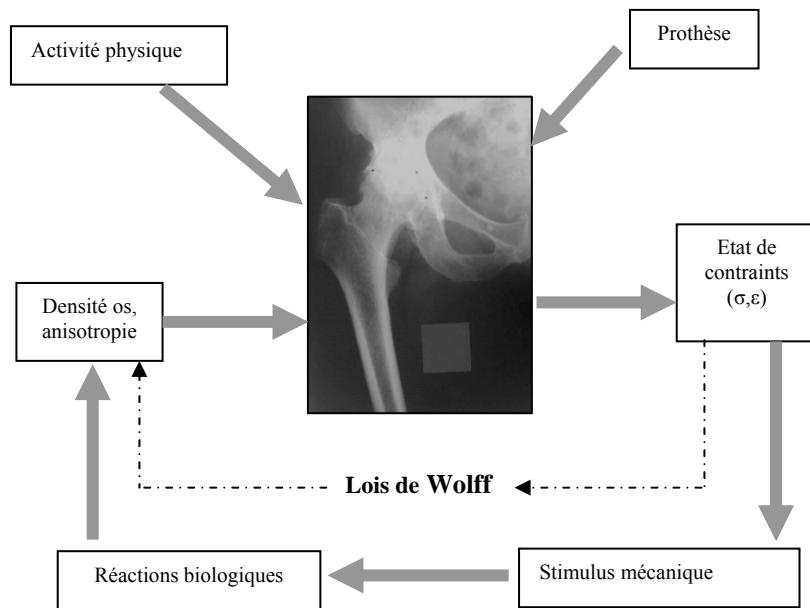


Figure 16: Boucle du remodelage osseux

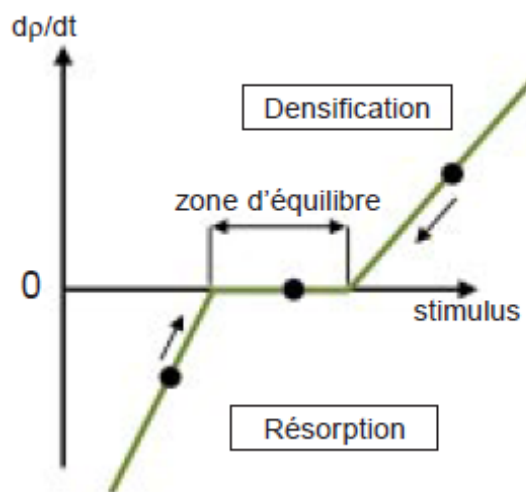


Figure 17 : Loi de remodelage osseux Stimulus supérieur à zone d'équilibre entraîne une densification
Stimulus inférieur à zone d'équilibre entraîne une résorption

La loi du remodelage osseux est illustrée sur la (figure 17).L'on y voit que, en dessous d'une valeur seuil du stimulus, il y a diminution de la densité osseuse, donc résorption. A l'opposé, dès que le stimulus dépasse une valeur plafond, il y a augmentation de la densité osseuse. A l'intérieur de l'intervalle défini par ces deux valeurs, il n'y a pas de modification de densité: cet intervalle délimite la zone d'équilibre.

Le modèle du remodelage osseux nécessite donc:

- de mesurer la densité initiale au moyen d'un scanner
- d'établir la relation liant densité osseuse et stimulus mécanique, avant qu'il permette de calculer la densité osseuse finale à l'équilibre.

III.1.3 limitation de modélisation numérique en biomécanique

Indéniablement, la principale limitation de cette approche est le manque de validation clinique, particulièrement lors de l'intégration du processus de remodelage osseux. Beaucoup de projets de recherche ont réalisé quelques études notamment sur les prothèses du genou où certains résultats qualitatifs en matière de remodelage osseux ont été vérifiés cliniquement.

Actuellement dans le monde sont en cours plusieurs travaux sur des implants de hanche ayant pour objectifs la prédiction du comportement de la structure osseuse à long terme pour des tiges fémorales non cimentées anatomiques et sur mesure. Ce type d'étude requiert pour l'analyse clinique la mise en place d'un protocole précis nécessitant en plus du bilan radiologique habituel un examen scanner et une densitométrie en préopératoire et aux différentes périodes de revue.

Une seconde limite de ce modèle est l'utilisation de conditions de charge prises dans la littérature et qui ne sont donc pas parfaitement adaptée aux cas individuels étudiés. Malgré ces deux limitations, l'approche numérique fournit des résultats qualitatifs suffisamment précis pour juger du comportement biomécanique à long terme d'un implant fémoral.

III.2. application du modèle mécanique

De multiples applications peuvent être réalisées sur la base de ce modèle biomécanique. Dans ce document en seront décrits deux. La première est la mesure de l'influence des paramètres extra médullaires d'une tige fémorale non cimentée sur la stabilité initiale et la transmission des contraintes. La seconde est l'évaluation de l'influence du type de contact (cortical ou spongieux) entre l'os et la tige fémorale sur la stabilité initiale et sur la fixation secondaire de l'implant.

1^{ère} Expérience : Mesure de l'influence des paramètres extramédullaires d'un implant fémoral non cimenté d'une prothèse totale de hanche

But

Le but de cette étude est d'analyser l'influence des paramètres extra médullaires sur la stabilité primaire et sur le transfert des contraintes à l'interface os-implant d'une tige non cimentée

Matériel et méthode

La tige prothétique étudiée est un implant sur mesure, non-cimenté, avec un remplissage métaphysaire optimal de la cavité médullaire du fémur (fill and fit). Elle est en alliage de titane avec un double revêtement de titane poreux et d'hydroxyapatite sur les 2/3 de sa partie supérieure. Sept configurations de col fémoral ont été utilisées:

- une configuration anatomique avec une reconstruction normale et idéale de la hanche (a)
- une configuration antéversée avec une antéversion du col supérieure de 15° à la configuration anatomique (b)
- une configuration rétroversée avec une rétroversion du col inférieure de 15° à la configuration anatomique (c)
- une configuration avec une longueur de col supérieure de 10 mm à la configuration anatomique, ce qui conduit à une configuration latéralisée de 7 mm, et allongée (d)
- une configuration avec une longueur de col inférieure de 10 mm à la configuration anatomique, ce qui conduit à une configuration médialisée de 7 mm, et raccourcie (e)
- une configuration varisée avec un angle cervico-diaphysaire inférieur de 15° à la configuration anatomique (f)
- une configuration valgisée avec un angle cervico-diaphysaire supérieur de 15° à la configuration anatomique (g).

Les conditions de charge mises en jeu correspondent à la charge en phase d'appui monopodale lors d'un cycle de la marche, y incluses les principales forces musculaires (*gluteus maximus*, *gluteus medius*, *psoas*) appliquées sur le fémur.

Les valeurs calculées pour chacune des sept configurations sont les micro-mouvements et contraintes à l'interface os-prothèse après implantation, dans la période postopératoire immédiate.

Résultat

Les résultats montrent que la répartition du micro-décollement sur l'influence os-prothèse varie peu en fonction des paramètres extra médullaires. Pour les sept configurations, le micro-décollement est nul (région bleue) sur presque toute l'influence (figure 18)

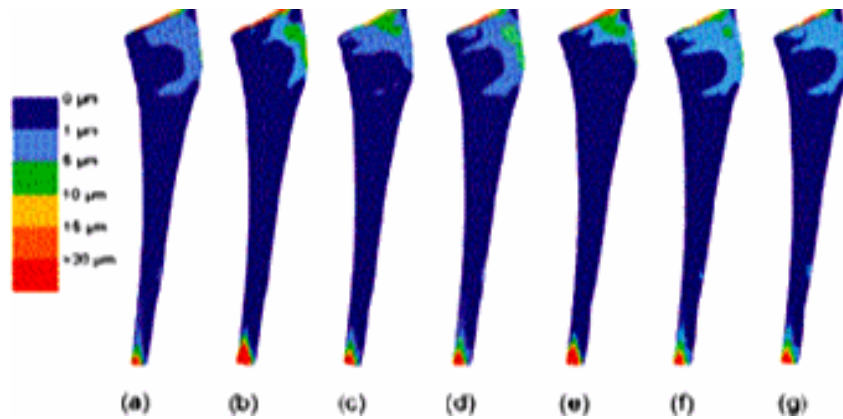


Figure 18 : distribution du micro-décollement au niveau de l'interface os-implant dans les sept configurations de position du col fémoral.

[a : anatomique, b : antéversée, c : rétroversée, d : allongée et latéralisée, e : raccourcie et médialisée, f : valgisée, g : varisée]

Le micro-décollement dépasse 20 μm à la pointe de la tige et dans la zone proximale latérale. Par contre la **valeur maximale** du micro-décollement varie en fonction des différents paramètres (tableau 10) : elle est la plus faible (28μm) pour une fixation en position anatomique et atteint un pic à 35 μm dans les cas où l'implant est soit trop antéversé, soit allongé et latéralisé.

Tableau 10 : valeurs maximales des paramètres biomécaniques mesurées en fonction des différentes configurations spatiales du col fémoral.

	Micro-glissement [μm]	Micro-décollement [μm]	Pression contact [MPa]	Contrainte tangentielle [MPa]
Position anatomique	68	28	34.1	5.9
Varisation -15°	80	35	40.9	7.6
Valgisation +15°	75	32	38.5	6.3
Raccourcissement -10mm Médialisation -7mm	74	31	38.1	6.4
Allongement +10mm Latéralisation +7mm	87	38	44.2	8.8
Antéversion +15°	87	38	44.1	8.8
Rétroversion -15°	73	32	37.8	6.3

La répartition du micro-glissement varie également peu en fonction des paramètres extramédullaires (figure 15). Le micro-glissement est supérieur à 20 μm sur toute l'interface. Sa valeur dépasse 60 μm en extrémité de tige et dans la région proximale médiale (calcar). La région de l'interface où les micro-glissements dépassent 60 μm est de surface plus importante pour la prothèse dont le col est allongé et latéralisé. De même que pour le micro-décollement, le pic de micro-glissement est le plus faible (68 μm) pour une configuration anatomique et est maximal (87 μm) dans une configuration soit allongée et latéralisée, soit antéversée.

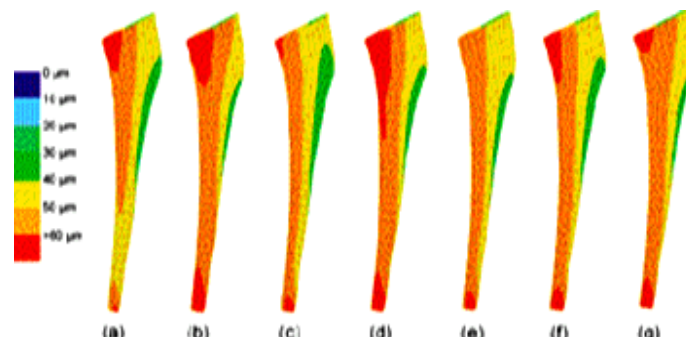


Figure 19 : distribution du micro-glissement au niveau de l'interface os-implant dans les sept configurations de position du col fémoral.

[a : anatomique, b : antéversée, c : rétroversée, d : allongée et latéralisée, e : raccourcie et médialisée, f : valgisée, g : varisée]

La répartition des contraintes (pression et contrainte tangentielle) à l'interface varie peu en fonction des paramètres extramédullaires. Les pressions et contraintes les plus élevées apparaissent dans les régions distales, proximale médiales et proximale latérales. Cependant comme pour les micro-mouvements, les pics de contraintes varient selon les paramètres extramédullaires (tableau 10) : elles sont minimales pour la configuration anatomique et maximales dans le cas d'un col allongé et latéralisé ou d'un col antéversé.

Discussion

La plupart de études antérieures publiées ont analysé l'influence de la géométrie intramédullaire du composant fémoral sur la stabilité (e.g. Callaghan et al., 1992, Schneider et al., 1989). Cette étude vise à évaluer l'influence de la géométrie extramédullaire de la prothèse sur sa stabilité primaire et sur le transfert des contraintes à l'interface os-prothèse après arthroplastie totale de la hanche. Les cas simulés correspondent à la situation post-opératoire immédiate et

Aucun renseignement n'est donné concernant l'évolution de ces paramètres lorsque la fixation secondaire par ostéointégration a été obtenue.

Nos résultats montrent que les micro-mouvements sont les plus faibles lorsque le col fémoral est en position anatomique et que le centre de rotation de la hanche est restitué. Ils sont significativement augmentés si le col est allongé et la diaphyse latéralisée ou si l'antéversion est augmentée de 15°. Dans ces configurations, nous observons une augmentation de 35 % de l'amplitude des micro-mouvements par rapport à la fixation anatomique. Par contre, l'extramédullaire a peu d'influence sur la répartition de ces micro-mouvements à l'interface. Quelle que soit la configuration du col, l'implant reste appliqué à l'os endostal sur presque toute la région de l'interface, sauf à l'extrémité de la tige et dans la partie proximale latérale. Ceci est probablement dû à la forme intra-médullaire de la tige, dont la géométrie, lors du procédé de conception, épouse de manière optimale celle de la cavité intra-médullaire du fémur. L'amplitude de ces micro-glissements reste cependant toujours inférieure à 150 µm, valeur seuil de micro-mouvements au-delà de laquelle l'ostéointégration est inhibée et remplacée par un tissu fibrocartilagineux [Pilliar et al., 1986].

Les variations des paramètres extramédullaires influent peu la répartition des pressions et des contraintes tangentielles de frottement à l'interface implant-os. Néanmoins, l'augmentation des pics de contraintes dans le cas où le col est allongé et latéralisé ou dans le cas où il est exagérément antéversé est sensible puisqu'elle est d'environ 30 % supérieur par rapport à une configuration anatomique. En valeur absolue, la pression à l'interface est approximativement cinq fois plus élevée que contrainte tangentielle de frottement. Ceci est expliqué par la géométrie intra-médullaire spécialement favorable de la prothèse qui remplit particulièrement bien le volume proximal de la métaphyse fémorale (« fit and fill »).

Conclusion

La partie extramédullaire d'une tige prothétique non cimentée influence de manière significative la qualité biomécanique de la fixation d'un composant fémoral. Au vu des résultats obtenus, la meilleure stabilité initiale de la tige est obtenue lorsque le centre de rotation de la hanche reconstruite est replacé à sa position anatomique.

2^{ème} Expérience : Mesure de l'influence du type de contact os-prothèse sur la stabilité initiale et sur la fixation secondaire d'un implant fémoral non cimenté

But

Le but de cette étude est d'analyser l'effet du type de contact (cortical ou spongieux) entre l'os et l'implant sur la stabilité initiale et sur la fixation à deux ans d'une tige non cimentée ; la configuration à deux ans intégrant le processus de remodelage osseux.

Matériel et méthode

La tige prothétique investiguée, de même matériau que dans la précédente étude, est un implant sur-mesure non cimenté (Symbios SA, Yverdon-Suisse), avec un remplissage métaphysaire optimum de la cavité médullaire du fémur. Deux configurations de tailles de tiges sont prises en compte : la première qui préserve un contact spongieux avec le fémur proximal et la seconde, surdimensionnée par rapport à la première qui est en contact direct avec l'os cortical, dans sa partie proximale mais également dans sa partie distale.

Les conditions de charge utilisées sont identiques à celles décrites dans l'exemple précédent. Les valeurs calculées pour la mesure de cet effet sont les micro-mouvements et contraintes à l'interface os-prothèse en post-opératoire immédiat (stabilité initiale) et à deux ans (fixation secondaire) ainsi que l'évolution de la densité osseuse.

Résultats

Les résultats montrent que les **valeurs maximales** de micro-glissement et de micro-décollement sont plus élevées pour un **contact cortical** que pour un contact spongieux. Pour les deux configurations, l'emplacement des valeurs importantes des micro-mouvements est approximativement le même : en bout de tige et en zone médiale proximale. Cependant, **les régions de micro-glissements élevés sont réparties sur une plus grande surface** pour la configuration avec un **contact spongieux** (figures 18 et 19).

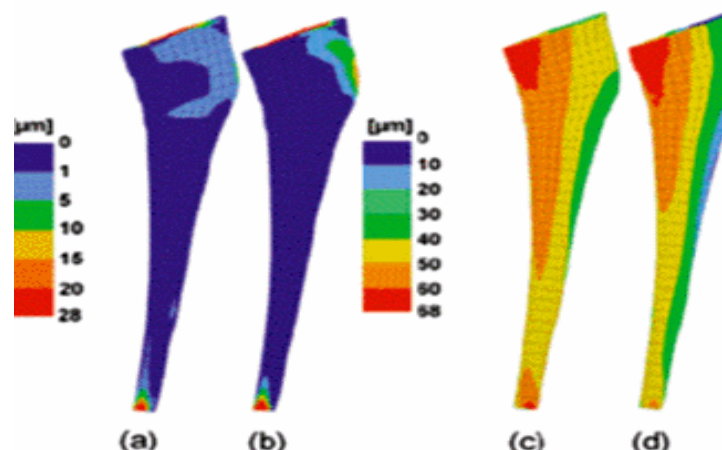


Figure 20 : évolution de la distribution du micro-mouvement à l'interface os spongieux-implant.

[a : micro-décollement en post-opératoire immédiat, b : micro-décollement à deux ans, c : micro-glissement en post-opératoire immédiat, d : micro-glissement à deux ans]

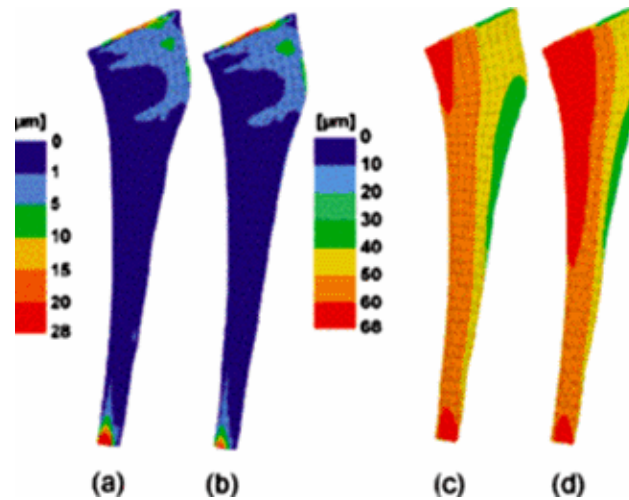


Figure 21 : Evolution de la distribution du micro-mouvement à l'interface os cortical-implant

[a : micro-décollement en post-opératoire immédiat, b : micro-décollement à deux ans, c : micro-glissement en post-opératoire immédiat, d : micro-glissement à deux ans]

L'amplitude de la pression de contact et de la contrainte de cisaillement est comparable pour les deux types d'appuis. Les valeurs maximales de contraintes sont plus importantes dans le cas d'un contact cortical, La contrainte maximale de cisaillement a lieu dans la zone proximale médiale (tableau 11).

Tableau 11: Valeurs maximales des micro-mouvements et des contraintes mesurées en fonction des deux configurations de contact os-prothèse en stabilité primaire (initial) et fixation secondaire (final).

	Micro-glissement [µm]	Micro-décollement [µm]	Pression contact [MPa]	Contrainte tangentielle [MPa]
Contact spongieux - initial	28	68	34.1	5.9
Contact spongieux - final	26	70	27.2	4.2
Contact cortical - initial	35	79	40.9	7.6
Contact cortical - final	22	77	30.1	5.7

Une résorption proximale, une densification dans la zone proximale latérale et une hypertrophie distale corticale sont observées pour les deux types de dessins prothétiques. La configuration corticale présente plus de résorption osseuse dans la partie proximale que la configuration spongieuse (figure 22).

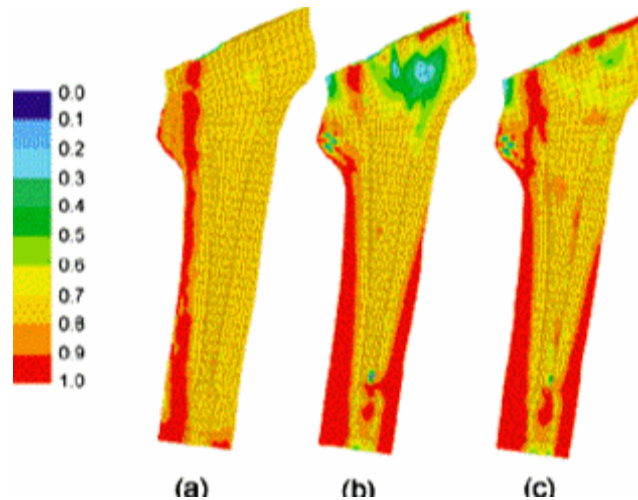


Figure 22 : *Evolution de la distribution de la densité osseuse*
[a : configuration initiale,
b : configuration à 2 ans pour une tige avec un contact cortical,
c : configuration à 2 ans pour une tige avec un contact spongieux]

L'amplitude des micro-mouvements et des contraintes est différente après l'adaptation osseuse. Cependant, l'emplacement de ces valeurs maximales ne varie que légèrement. Le changement le plus marqué est la valeur maximale du micro-décollement pour le dessin avec le contact cortical. Une diminution des pressions de contact est également observée pour les deux types d'appuis.

Discussion

Cette étude montre que la stabilité primaire et le transfert des contraintes os-implant dépendent sensiblement du type d'appui : cortical ou spongieux et par conséquent de la dimension de la prothèse. La conception de la forme intramédullaire se base sur des critères de remplissage optimal aussi bien pour la forme conçue pour un contact spongieux que pour un contact cortical.

Cette étude met également en évidence les effets du remodelage osseux sur la stabilité de l'implant et le transfert des contraintes. Sauf pour le décollement, tous les autres micro-mouvements restent sensiblement dans un même ordre de grandeur avant et après le processus de

CHAPITRE III LA MODELISATION NUMERIQUE D'UNE P.T.H

remodelage. Par contre, nous observons que les valeurs maximales des pressions de contact sont plus faibles après le processus de remodelage. Ceci peut être expliqué par une amélioration de l'appui après l'adaptation de l'os environnant.

Conclusion

Cette étude peut fournir des enseignements importants sur le genre de contact à favoriser en vue d'une optimisation de la stabilité primaire d'une tige sans ciment, qui est une des garanties de succès à long terme de ce type d'implant.

Perspectives de la modélisation numérique

Il est à constater que la part liée aux développements innovants dans le domaine des implants orthopédiques de hanche diminue d'année en année. Les résultats cliniques, obtenus avec les implants existants sur le marché, offrent de bons résultats à long terme et nous pouvons nous interroger sur la nécessité de continuer des développements techniques dans ce domaine. Les fabricants américains ont déjà répondu à cette question par la négative puisque l'essentiel de leurs ressources de développement est dévolu à des projets d'ingénierie tissulaire.

Selon les projections faites par l'AAOS (American Association of Orthopaedic Surgeons), le nombre d'implants pour 2030 va doubler aux Etats-Unis par rapport à aujourd'hui. Cette croissance importante est liée à l'augmentation de l'espérance de vie mais aussi au fait que les patients sont opérés de plus en plus jeunes (<60 ans). Pour cette catégorie de patients avec des exigences fonctionnelles importantes, la littérature et plus particulièrement le registre suédois ont montré que les résultats cliniques ne sont pas bons et doivent être améliorés. Il reste donc encore une place pour le développement de composants prothétiques plus performants. L'outil informatique que nous présentons est un complément intéressant. Il permet de valider un choix d'options de dessin, de matériau ou de revêtement de surface de la prothèse avant toute implantation clinique.

Dans le cadre d'une utilisation extensive, il peut permettre également d'évaluer lors de la planification préopératoire le positionnement des composants prothétiques afin d'une part d'optimiser la répartition des contraintes entre l'os et la prothèse et d'autre part d'augmenter les amplitudes de mouvements de la hanche prothésée.

Le modèle biomécanique devrait donc être un outil d'évaluation pré-clinique utilisé en pratique courante dans le développement de nouveaux dessins prothétiques.

III.3 L'INFORMATIQUE ET LA CONCEPTION EN BIO-MECANIQUE

L'évolution de l'informatique médicale notamment dans le domaine de l'imagerie a contribué à donner au chirurgien orthopédiste de nouveaux moyens pour améliorer sa pratique chirurgicale dans l'arthroplastie totale de la hanche : planification pré-opératoire, conception et

validation de la prothèse, implantation ou suivi clinique. En regard de la demande accrue des patients vers une obligation de résultats. L'informatique fait partie intégrant du monde hospitalier. Dans le domaine de la chirurgie orthopédique, elle a été, depuis de nombreuses années, utilisée pour la conception de prothèse. Plus récemment le progrès des technologies informatiques liées à l'imagerie médicale a conduit de nombreux auteurs à développer des systèmes de planification pré-opératoire ou de chirurgie assistée par ordinateur.

Il est important de rappeler que l'arthroplastie totale de hanche est actuellement une des procédures médicales les plus efficaces avec un excellent rapport coût/résultat. Mais la révision des implants engendre des coûts extrêmement élevés. De plus, l'espérance moyenne de vie est en augmentation surtout dans les pays développés, ce qui incite à développer des implants résistants à des sollicitations mécaniques plus élevées pendant une période de plus en plus importante.

Selon un bon nombre d'études, les implants actuels n'ont pas une durée de vie importante (au maximum 15 ans). En considérant l'ensemble d'une population de patients indépendamment de l'âge, certaines études ont montrés que 12% des arthroplasties sont considérées comme des échecs à 11 ans de recul. Pour les patients de moins de 55 ans, ce taux d'échec grimpe jusqu'à 30% à 11ans. C'est pour qu'il a fallu faire appel aux compétences des moyens informatiques.

III.3.1 Planification pré-opératoire par l'outil informatique

La planification pré- opératoire est une étape importante de l'arthroplastie totale de la hanche puisqu'elle permet au concepteur, sur la base de radiographies et de calques, de déterminer le centre de rotation de la hanche à prothèse ainsi que le type, la taille, la position de la prothèse totale à implanter. Cette procédure standard a quelques limitations notamment l'imprécision dans la définition du facteur d'agrandissement peut conduire à une imprécision dans le choix de l'implant. Avec l'avènement de la radiologie numérisée, ce problème s'est encore accru. C'est là qu'intervient la C.A.O qui permet sur la base de radiographies, de réaliser cette planification, l'approche peut être soit bidimensionnelle grâce à des radiographies, ou bien tridimensionnelle grâce à un examen scanner.

L'approche 2-D

Dans l'approche 2-D, l'outil est en fait un calque informatisé. Il peut être utilisé aussi bien pour les prothèses cimentées que pour les prothèses sans ciment. Les différentes étapes de la procédure sont :

- 1- Acquisition des données du patient et des informations radiologiques.
- 2- Calibrage des radiographies.
- 3- Définition du centre de rotation.
- 4- Définition de la taille et de la position du cotyle.
- 5- Détermination des contours interne et externe du fémur proximal.
- 6- Définition de la zone de remplissage et de contact.
- 7- Recherche du type et de la taille de la tige adaptée à cette zone.
- 8- Validation de la position des implants.

Le résultat de la recherche de la tige par un algorithme respectant les critères biomécaniques définis par l'utilisateur est illustré sur la (figure 23)



Figure 23 : critères biomécaniques d'une tige fémorale obtenus par un logiciel. [31]

Cette phase de recherche peut ne pas aboutir à un choix de type de prothèse, aucune ne satisfaisant les critères définis par l'utilisateur. Dans ce cas, le recours à un implant peut être une alternative.

L'approche 3-D

L'approche 3-D est nécessaire à la navigation. Elle a été rendue possible avec l'évolution de la puissance des moyens informatiques actuels. Elle permet de :

- 1- Rechercher de la meilleur contact os-implant.
- 2- Analyser la position idéale des implants pour optimiser les amplitudes de mouvement.
- 3- Permettre une restauration des paramètres du patient.

Les étapes de planification restent similaires à celle décrites dans l'approche 2-D.

Certaines étapes sont cependant automatisées en fonction d'algorithmes basés sur des critères anatomiques notamment la définition du centre de rotation (figure 24)

Ou le choix de la taille et la position des composants prothétiques (figure 25)

La validation de la position des implants dans cette approche 3-D est la simulation des amplitudes de mouvement de l'articulation (figure 26). Cette étape peut nous montrer également, que les prothèses standards disponibles ne sont pas adaptées notamment au niveau de la partie extra médullaire et qu'une autre solution doit être envisagée.

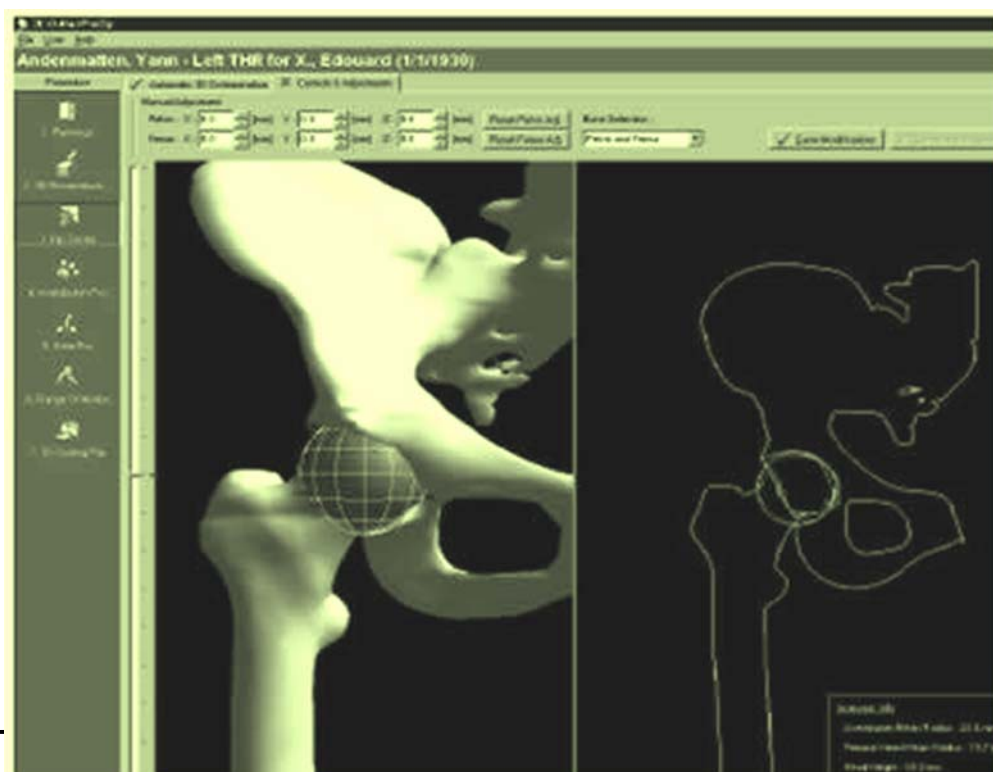


Figure 24 : Les étapes de planification [31]

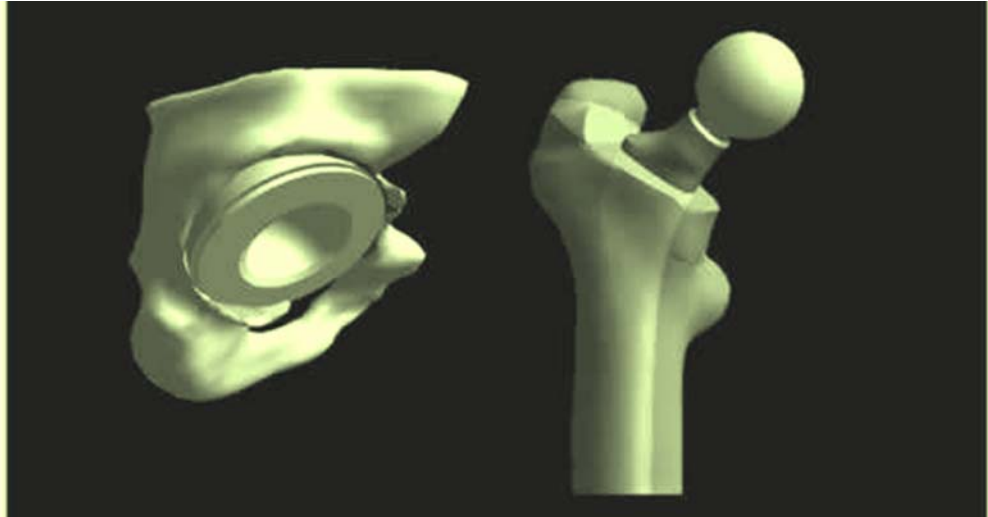


Figure 25 : choix de la taille et la position des composants prothétiques [31]

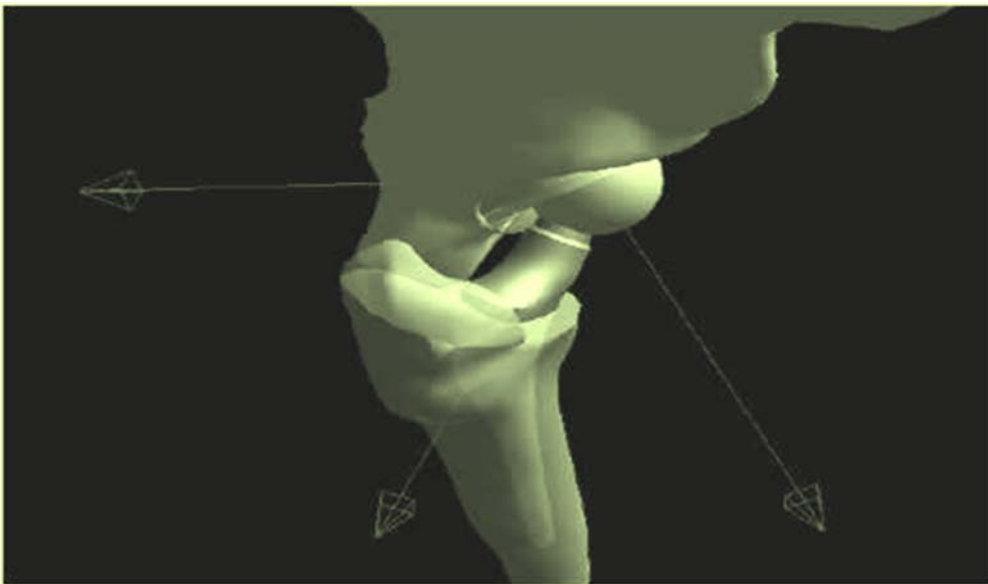


Figure 26 : mouvement de l'articulation [31]

III.3.2 Conception d'implant personnalisé

Un système de planification pré-opératoire performant et précis permet d'évaluer si la prothèse standard est adaptée ou non à l'indication. Pour des morphologies fémorales atypiques il est possible d'avoir recours à la prothèse sur mesure. Cette technologie développée par la société Symbios (Yverdon-les bains, suisse) a déjà plus de 10 ans d'expérience clinique et plus de 5000 prothèses implantées en Europe.

CHAPITER III LA MODELISATION NUMERIQUE D'UNE P.T.H

Les résultats cliniques sont excellents avec par exemple moins de 1% de taux de luxation. Cette technologie utilise largement l'informatique dans la phase de conception puisque la prothèse est réalisée entièrement au moyen d'un logiciel spécifique sur la base d'un cahier des charges défini par l'ingénieur en collaboration avec le chirurgien

Les principales étapes de conception d'une prothèse sur mesure sont

- 1- Réalisation d'un examen radiologique et d'un examen scanner.
- 2- Etablissement de la planification pré-opératoire définissant le centre de rotation en collaboration avec le chirurgien.
- 3- Analyse des images scanners permettant la reconstruction 3-D du fémur proximal.
- 4- Définition de la partie intra médullaire en fonction de critères d'appui spécifiques mais favorisant principalement des contacts dans la métaphyse proximale (figure 27)
- 5- Conception de la partie extra médullaire de la tige en fonction des axes biomécaniques du pied et du genou en corrigeant l'orientation du col de façon à obtenir 15 degrés d'antéversion finale (figure 28)

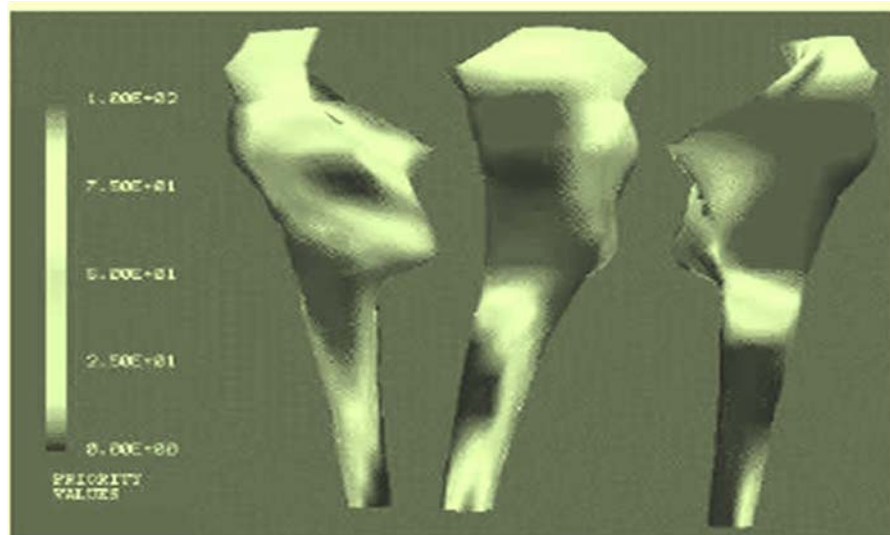


Figure 27 : la partie intra médullaire en fonction de critères d'appui spécifiques

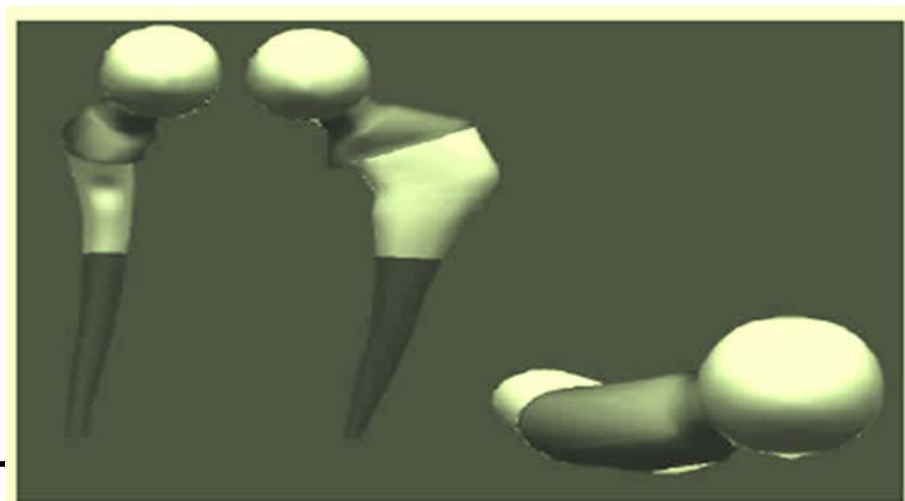


Figure 28 : Conception de la partie extra médullaire [31]

La phase de conception est suivie de la fabrication de l'implant et de l'ancillaire et de la livraison au chirurgien avec un dossier d'aide à l'implantation.

Sans l'informatique, cette technologie est inaccessible, ce qui serait regrettable car elle est une alternative intéressante pour des indications particulières. Dans le futur et en regard des excellents résultats cliniques, elle pourrait être largement étendue aux patients jeunes si des problèmes économiques et logistiques ne ralentissaient pas sa progression.

III.3.3 CHIRURGIE ASSISTÉE PAR ORDINATEUR

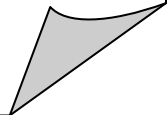
La chirurgie assistée par ordinateur a été largement investiguée ces dernières années. L'évolution de la puissance des ordinateurs a contribué de manière significative au développement de ces techniques notamment dans le traitement des images radiologiques. Cependant les systèmes sont encore relativement lourds et coûteux et n'ont pas encore véritablement fait la preuve d'un bénéfice clinique mesurable. Dans le domaine des prothèses totales de hanche, nous trouvons de nombreux systèmes d'aide à l'implantation de la cotyle. Ils permettent effectivement de positionner la cotyle en respectant la planification préopératoire. Encore faut-il être sûr que l'orientation de la cotyle, définie par le chirurgien lors de la planification pré-opératoire informatisée, soit correcte et réalisée avec l'objectif de maximiser les amplitudes de mouvement du système prothétique tout en minimisant les risques de luxation.

L'augmentation du nombre de prothèses totales implantées avec un couple de frottement dur (métal-métal ou céramique-céramique) nécessitant une pose précise des implants et qui sont principalement utilisés pour des patients jeunes, nous pouvons nous attendre à ce que ce type de système d'aide chirurgicale soit requis de façon plus fréquente. Il doit cependant intégrer la prothèse totale (tige + cotyle) en gardant à l'esprit que les implants doivent être adaptés et planifiés sur la base de critères anatomiques et biomécaniques.



CHAPITRE IV:

**RESULTATS NUMERIQUE
DE LA MODELISATION**



CHAPITER IV : Résultats Numérique de la modélisation**IV.I. PRESENTATION DU LOGICIEL [32]****IV.I.1. LOGICIEL DE CONCEPTION 3D SOLIDWORKS**

Modélisez rapidement des pièces en 3D. Visualisez des conceptions en 3D en créant des extrusions, des révolutions, des fonctions minces, des lissages, des balayages, des coques évoluées, des répétitions de fonctions ainsi que des perçages. Étudiez les autres possibilités de conception en modifiant les fonctions en temps réel et de façon dynamique. Développez des compétences mathématiques et scientifiques en étudiant la géométrie, les symétries et les propriétés de masse et des matériaux.

Construisez et analysez des assemblages de manière intuitive. Utilisez des outils permettant de simuler le véritable processus d'assemblage. Étudiez les différentes options de conception en modifiant les composants et les dimensions. Simplifiez les itérations de conception en créant plusieurs variantes d'une pièce ou d'un assemblage. Utilisez les éléments SmartMates aimantés et les composants intelligents réutilisables pour privilégier une approche globale de la conception. Améliorez l'efficacité des conceptions grâce à SolidWorks Toolbox, bibliothèque très complète de composants standard. Favorisez la théorie à l'aide des fonctionnalités uniques de simulation de dynamique structurelle, qui permettent de simuler avec précision les mouvements et les interactions mécaniques entre les pièces.

Générez des surfaces complexes en utilisant des lissages et des balayages avec des courbes guides, des poignées de glissement pour faciliter le contrôle de la tangence et la nouvelle fonction innovante Surface Remplie. Associez l'art à l'ingénierie afin de développer des projets créatifs et amusants.

Développez des compétences Internet efficaces. 3D ContentCentral®, ressource Web intégrée à la bibliothèque de conceptions de SolidWorks, propose un annuaire répertoriant les principaux fournisseurs de composants pour la visualisation, la configuration et le téléchargement de fichiers de CAO de composants. Gagnez du temps en intégrant les composants de divers secteurs industriels à vos supports de cours.

Les logiciels de visualisation et de publication eDrawings® offrent des fonctionnalités uniques et hautement innovantes. y compris les utilisateurs Macintosh®. Montrez comment les acteurs de votre secteur collaborent plus facilement en matière de conception de produits. Avec eDrawings, annotez, mesurez les conceptions et transmettez vos commentaires via courrier électronique ou via un système de gestion des cours.

Donnez vie à vos conceptions de produits, Présentez l'aspect et le fonctionnement des produits à l'aide du logiciel d'animation très convivial SolidWorks Animator, qui permet de montrer au format .avi des pièces et des assemblages en mouvement. Combinez-le aux fonctionnalités de rendu de qualité photographique.

Outils de transition 2D/3D. Préservez la valeur de vos données DWG existantes grâce aux meilleurs outils actuellement disponibles pour la conversion des données 2D en 3D et une transition en douceur. Les utilisateurs d'AutoCAD® bénéficient en outre d'une documentation exhaustive d'aide en ligne. Le logiciel DWGEditor™ vous permet de modifier des fichiers DXF et DWG et de conserver leur format d'origine.

Créez des mises en plan 2D automatiquement (de la 3D vers la 2D). Renforcez les compétences des étudiants en matière de création de mises en plan techniques 2D en générant automatiquement des mises en plan détaillées. Chaque modification apportée à une mise en plan 2D ou à un modèle 3D créé à l'aide du logiciel SolidWorks est précisément répercutée dans toutes les vues, feuilles et mises en plan associées. Toutes les vues, cotes, annotations et nomenclatures de mises en plan sont mises à jour automatiquement.

IV.I.2. LOGICIEL DE SIMULATION VIRTUELLE 3D COSMOS**IV.I.2.1. COSMOSXpress™ :**

Un assistant d'analyse statique intégré, pas à pas, qui vous permet de tester rapidement les conceptions et vous guide au cours de toutes les étapes de validation.

Appliquez des matériaux, des déplacements imposés, des pressions et des forces.

Faites appel à votre esprit critique lors de l'étude des résultats afin d'améliorer la conception des pièces.

IV.I.2.2. COSMOSWorks® :

Professional. Visualisez clairement le comportement de vos conceptions dans des conditions réelles. Identifiez les zones des conceptions susceptibles de présenter des défauts. Appréciez la réduction des coûts et des masses engendrée par la suppression des matières inutiles. Comparez les différents scénarios en appliquant des chargements et déplacements imposés : forces et pressions, couple, chargements de palier et déplacements imposés fixes ou directionnels. COSMOSWorks® Professional inclut également d'autres fonctions, telles que l'optimisation des conceptions, la simulation des tests de chute et des études thermiques, fréquentielles, de flambage et de fatigue.

IV.I.2.3. COSMOSMotion™ :

Apprenez comment étudier en détails des mécanismes en prenant en compte les effets d'inertie et du temps. Définissez des mécanismes rapidement et de manière intuitive afin de garantir le fonctionnement correct des assemblages, et ainsi éviter que les pièces n'entrent en collision entre elles lorsqu'elles sont en mouvement. Étudiez les résultats d'ingénierie d'un mécanisme (position, vitesse, accélération et force) et obtenez des données vous permettant de dimensionner précisément des moteurs, de générer des profils de cames, de simuler des systèmes de commande de mouvements et de déterminer la consommation d'énergie.

IV.I.2.4. COSMOSFloWorks™ :

Étoffez vos connaissances avec la possibilité d'analyser l'écoulement des liquides et des gaz. Simulez le flux d'air dirigé vers la carrosserie d'une voiture ou le flux de l'eau dans un conduit. Étudiez l'écoulement de l'eau dans les vannes, les régulateurs, les conduites, les média poreux et autour des objets.

IV.II. ANALYSE STATIQUE DE MONOBLOC P.T.H**Note:**

Ne basez pas vos décisions de conceptions uniquement sur les données présentées dans ce rapport. Utilisez ces informations en conjonction avec des données expérimentales et votre expérience pratique. Des tests réels sont indispensables pour valider votre produit final. Simulation permet de réduire la durée de développement de vos produits en diminuant le nombre de tests réels, mais pas en les supprimant totalement

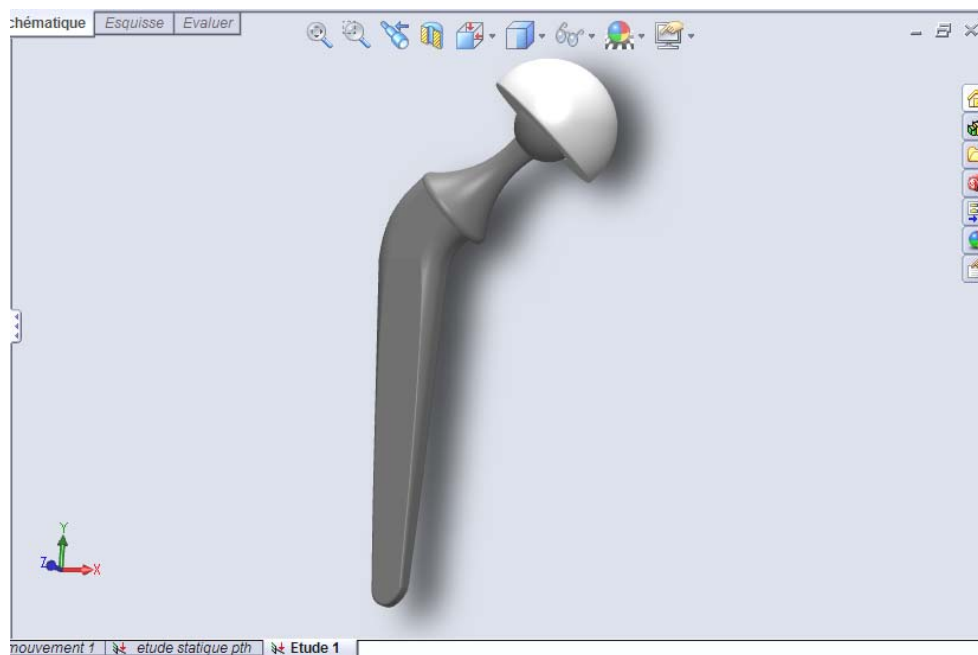


Figure 29 : Conception du monobloc

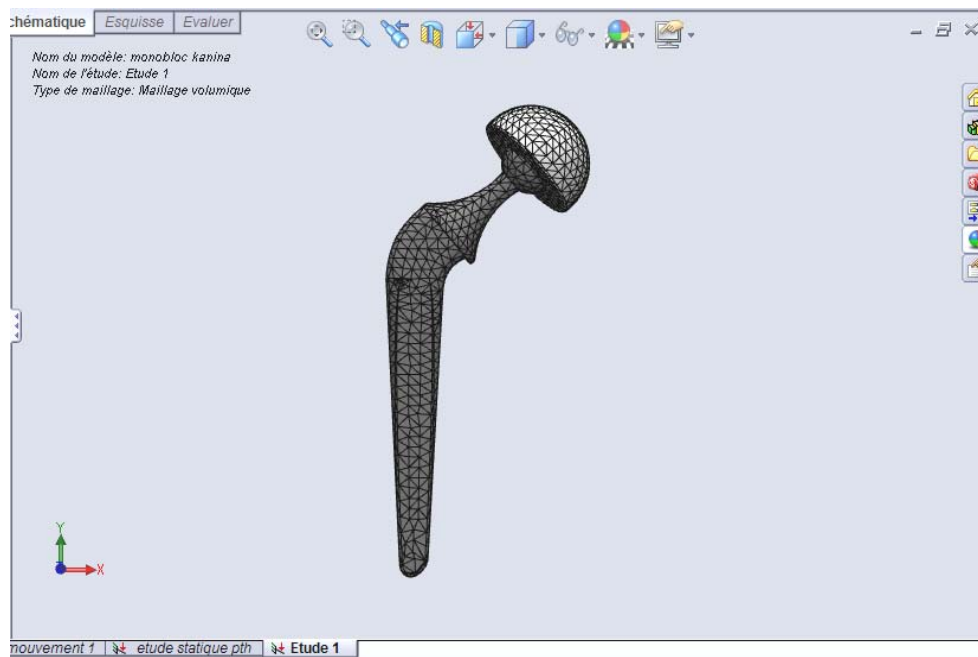
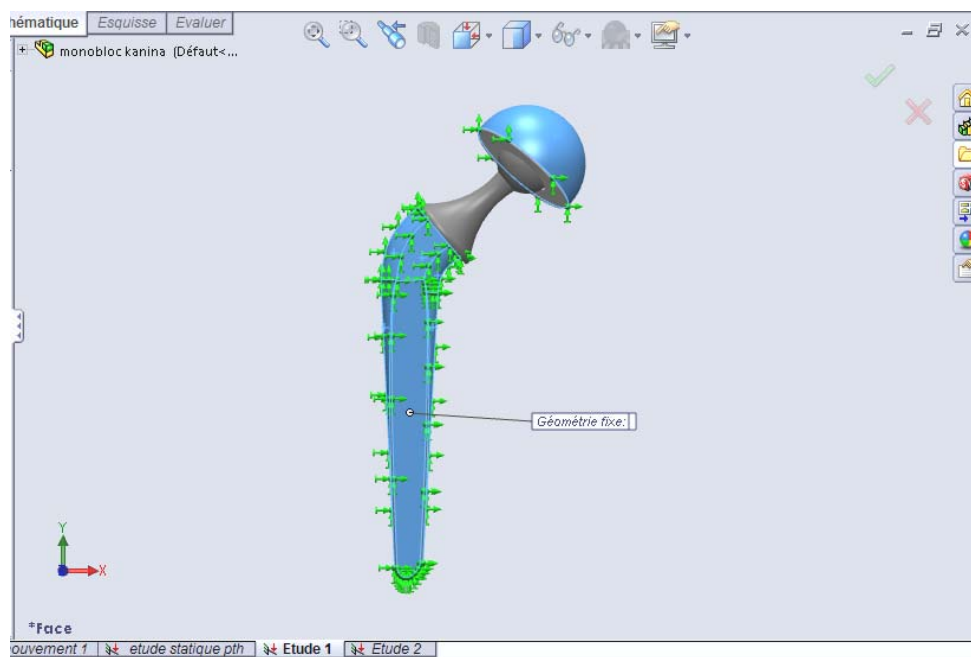


Figure 30 : maillage



. Figure 31 : déplacement imposé

IV.II.1. Propriétés de l'étude

Nom de l'étude	étude statique
Type d'analyse	Statique
Type de maillage:	Maillage volumique
Type de solveur	FFEPlus
Effets thermiques:	Température sur le modèle
Température de déformation nulle	298.000000
Unités	Kelvin

IV.II.2. Unités

Système d'unités:	SI
Longueur/Déplacement	M
Température	Kelvin
Vitesse angulaire	rad/s
Contrainte/Pression	N/m ²

IV.II.3 Propriétés du matériau

No.	Nom du corps	Matériaux	Masse	Volumique
1	Pièce1-1	Ti-6Al-4V avec trempe et revenu (SS)	0.118689 kg	$2.6799 \times 10^{-5} \text{m}^3$
2	insert polyéthylène1	PE haute densité	0.0216926 kg	$2.27864 \times 10^{-5} \text{m}^3$
3	tête fémorale-1	Ti-6Al-4V avec trempe et revenu (SS)	0.0528127 kg	$1.19249 \times 10^{-5} \text{m}^3$

Nom du matériau:	Ti-6Al-4V avec trempe et revenu (SS)
Description:	
Source Matériau:	
Type de modèle de matériau:	Linéaire élastique isotropique
Critère de ruine par défaut:	Contrainte de von Mises max.
Données d'application:	

Nom de la propriété	Valeur	Unités	Type de valeur
Module d'élasticité	$1.048 \times 10^{11} \text{N/m}^2$	N/m^2	Constante
Coefficient de Poisson	0.31	NA	Constante
Module de cisaillement	$4.1024 \times 10^{10} \text{N/m}^2$	N/m^2	Constante

Masse volumique	4428.8	kg/m ³	Constante
Limite de traction	8.2737 x10 ⁸	N/m ²	Constante
Limite d'élasticité	1.05 x10 ⁹	N/m ²	Constante
Coefficient de dilatation thermique	9 x10 ⁻⁶	/Kelvin	Constante
Conductivité thermique	6.7	W/(m.K)	Constante
Chaleur spécifique	586.04	J/(kg.K)	Constante
Facteur d'écroûissage (0.0-1.0; 0.0=isotropique; 1.0=cinématique)	0.85	NA	Constante

Nom du matériau:	PE haute densité
Description:	
Source Matériau:	
Type de modèle de matériau:	Linéaire élastique isotropique
Critère de ruine par défaut:	Contrainte de Von Mises max.
Données d'application:	

Nom de la propriété	Valeur	Unités	Type de valeur
Module d'élasticité	1.07×10^9	N/m ²	Constante
Coefficient de Poisson	0.4101	NA	Constante
Module de cisaillement	3.772×10^8	N/m ²	Constante
Masse volumique	952	kg/m ³	Constante
Limite de traction	2.21×10^7	N/m ²	Constante
Limite d'élasticité	1.0342×10^7	N/m ²	Constante
Conductivité thermique	0.461	W/(m.K)	Constante
Chaleur spécifique	1796	J/(kg.K)	Constante

IV.II.4 ACTIONS EXTERIEURES

IV.II.4.1 Déplacement imposé

Nom du déplacement imposé	Ensemble de sélections	Description
Déplacement imposé1 <Pièce1-1>	sur 6 Face(s) Fixe.	

IV.II.4.2 Chargements

Nom du chargement	Ensemble de sélections	Type de chargement	Description
Force/Couple-1 <insert polyéthylène-1>	sur 1 Face(s) appliquer une force normale 3000 N avec une distribution uniforme	Chargement séquentiel	

IV.II.4.3 Contact

Etat du contact: faces en contact - Solidaires

IV.II.5 Informations sur le maillage

Type de maillage:	Maillage volumique
Mailleur utilisé:	Maillage standard
Transition automatique:	Désactivé(e)
Maillage lissé:	Activé(e)
Vérif. du Jacobien:	4 Points
Taille de l'élément:	3.159 mm
Tolérance:	0.15795 mm
Qualité:	Haute
Nombre d'éléments:	15893
Nombre de nœuds:	24630
Durée de création du maillage (hh:mm:ss):	00:00:17
Nom de l'ordinateur:	ETP-054C9E96C87

IV.II.6 Forces de réaction

Ensemble de sélections	Unités	Somme X	Somme Y	Somme Z	Résultante
Corps entier	N	18.657	12.7563	-0.835512	22.6165

IV.II.7 Forces externes

Ensemble de sélections	Unités	Somme X	Somme Y	Somme Z	Résultante
Corps entier	N	3.12509×10^{-5}	-1.9175×10^{-5}	2.8537×10^{-6}	3.6775×10^{-5}

IV.II.8 Moments externes

Ensemble de sélections	Unités	Somme X	Somme Y	Somme Z	Résultante
Corps entier	N-m	0	0	0	1×10^{-33}

IV.III Résultats de l'étude

Les caractéristiques concernant la prothèse ont été fournies par SolidWorks.

La tête est La tige fémorale est en alliage de titane Ti-6Al-4V avec trempe et revenu, Module d'élasticité $1.048 \times 10^{11} \text{N/m}^2$, La valeur du coefficient de Poisson $\nu=0.31$, Et la PE haute densité pour l'insert polyéthylène, Module d'élasticité $1.07 \times 10^9 \text{N/m}^2$, La valeur du coefficient de Poisson $\nu=0.4101$.

Une analyse bibliographique montre que les caractéristiques concernant l'os sont très dispersées (Taddei et al, 2006 ; Nazarian et al, 2007). Le module d'Young de l'os spongieux varie de 75 MPa à 2988 MPa. Le module d'Young de l'os cortical est relativement moins dispersé entre 8 et 28 GPa (Dong et al, 2004 ; Raum et al, 2005).

En effet, l'os est un matériau vivant, anisotrope et hétérogène. Ces caractéristiques dépendent de l'individu, des procédés de mesure, du mode de prélèvement et du traitement de l'échantillon. En revanche, dans la plupart des études effectuées dans ce domaine, l'os est considéré comme un matériau isotrope. L'hypothèse retenue et justifiée par Peng.

Sur les figures suivantes (Figure 32 à Figure 34), on peut voir la cartographie de la contrainte équivalente σ_e , ou des déplacements sur l'ensemble du modèle, et des contraintes principales

Contraintes1 Type VON: contrainte de Von Mises ; Déplacements1 Type URES: Déplacement résultant ; Déformations1 Type ESTRN: Déformation équivalente.

Les déplacements sont donnés en m et les contraintes en N/m^2 .

Les contraintes de Von Mises les plus élevées au col de la tige dans l'Emplacement (-18.4446 mm, 56.1949 mm, 2.40301 mm), Nœud: 20293 est égale $1.1213 \times 10^6 \text{ N/m}^2$ **Figure32**

Les contraintes de Déformation les plus élevées sont $4.90394 \times 10^{-5} \text{ N/m}^2$ Elément: 8832 à point (-12.5559 mm, 72.3068 mm, -5.84517 mm) **Figure33** Ces valeurs sont très supérieures à la contrainte de rupture. La tête fémorale et la tige de l'implant sont encastées. La partie distale du fémur est fixée. Le chargement de 3000N est appliqué sur la tête fémorale de l'implant pour un fémur orienté en position debout. La valeur de 3000N correspond à la phase d'appui de la marche d'un sujet de 75kg selon la théorie de la balance de Pauwels (Pauwels. F. 1977). L'analyse effectuée avec le code de calcul NX-Nastran for FEMAP V9.2 dure environ 5h.

La Déplacement maximale résultant sont $1.17031 \times 10^{-6} \text{ m}$ dan la Nœud: 17705, emplacement (-22.1343 mm, 83.6151 mm, 10.9961 mm) est nul dans le Nœud: 5, point (-37.7831 mm, 42.7361 mm, 7.98721 mm) **Figure 34**

L'enfoncement relatif de l'implant par rapport au fémur est calculé en considérant le déplacement relatif des nœuds de la prothèse par rapport aux déplacements des nœuds de la face interne de l'os spongieux.

Les résultats sont présentés pour les deux lignes de contact médial et latéral de la prothèse sur l'os spongieux. En effet, les pressions sur les faces antérieure et postérieure de l'os spongieux sont négligeables par rapport à celles relevées sur les faces médiale et latérale. C'est la raison pour laquelle on s'intéresse prioritairement aux côtés médial et latéral. Les résultats suivants sont obtenus avec le modèle ($E_{\text{spongieux}}=2000\text{MPa}$, $E_{\text{cortical}}=20\text{GPa}$, $\nu=0.3$, $f_{\text{tige-spongieux}}=0.3$ et $F=3000\text{N}$). [35]

Résultats par défaut

Nom	Type	Min	Emplacement	Max	Emplacement
Contraintes1	VON: contrainte de von Mises	$1.1594 \times 10^{-6} \text{N/m}^2$ Noeud: 879	(-48.5252 mm, -90.7294 mm, 1.98721 mm)	$1.1213 \times 10^6 \text{N/m}^2$ Noeud: 20293	(-18.4446 mm, 56.1949 mm, 2.40301 mm)
Déplacements1	URES: Déplacement résultant	0 m Noeud: 5	(-37.7831 mm, 42.7361 mm, 7.98721 mm)	$1.17031 \times 10^{-6} \text{m}$ Noeud: 17705	(-22.1343 mm, 83.6151 mm, 10.9961 mm)
Déformations1	ESTRN: Déformation équivalente	3.96548×10^{-18} Elément: 2832	(-48.7819 mm, -89.7163 mm, 2.0926 mm)	4.90394×10^{-5} Elément: 8832	(-12.5559 mm, 72.3068 mm, -5.84517 mm)

Commentaire

Aujourd'hui, la méthode des éléments finis est un outil standard largement utilisé dans tous les domaines en particulier en biomécanique pour évaluer précisément la distribution des contraintes et des déformations dans des structures complexes. Les résultats sont obtenus une fois la géométrie, les propriétés des matériaux, les conditions aux limites et les chargements soigneusement définis.

Pour mieux comprendre les problèmes de stabilité primaire des prothèses impactées, nous avons développé un modèle mécanique numérique du système couplé « fémur-prothèse impactée ».

La stabilité primaire est étudiée en quantifiant l'enfoncement de la tige fémorale dans le fémur et en analysant les contraintes et les déformations engendrées.

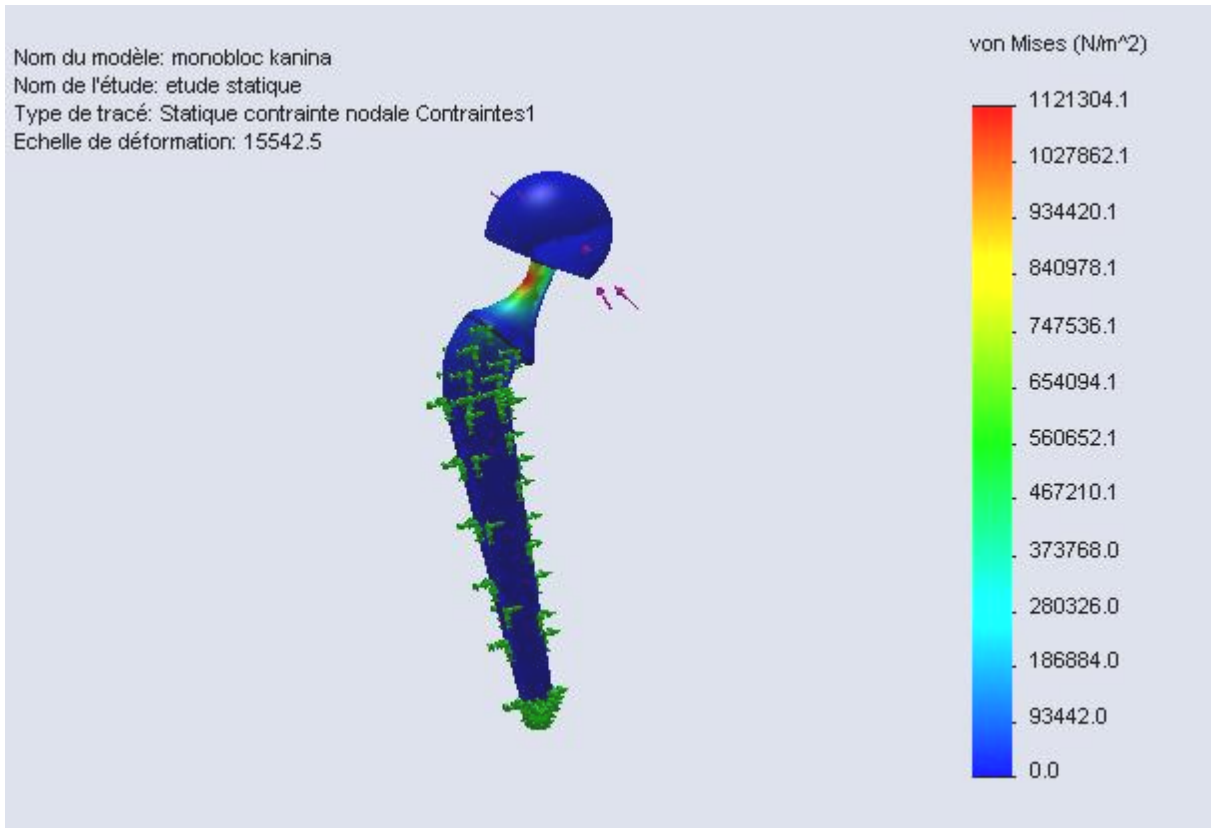


Figure 32 : monobloc PTH-étude statique-Contraintes-Contraintes1

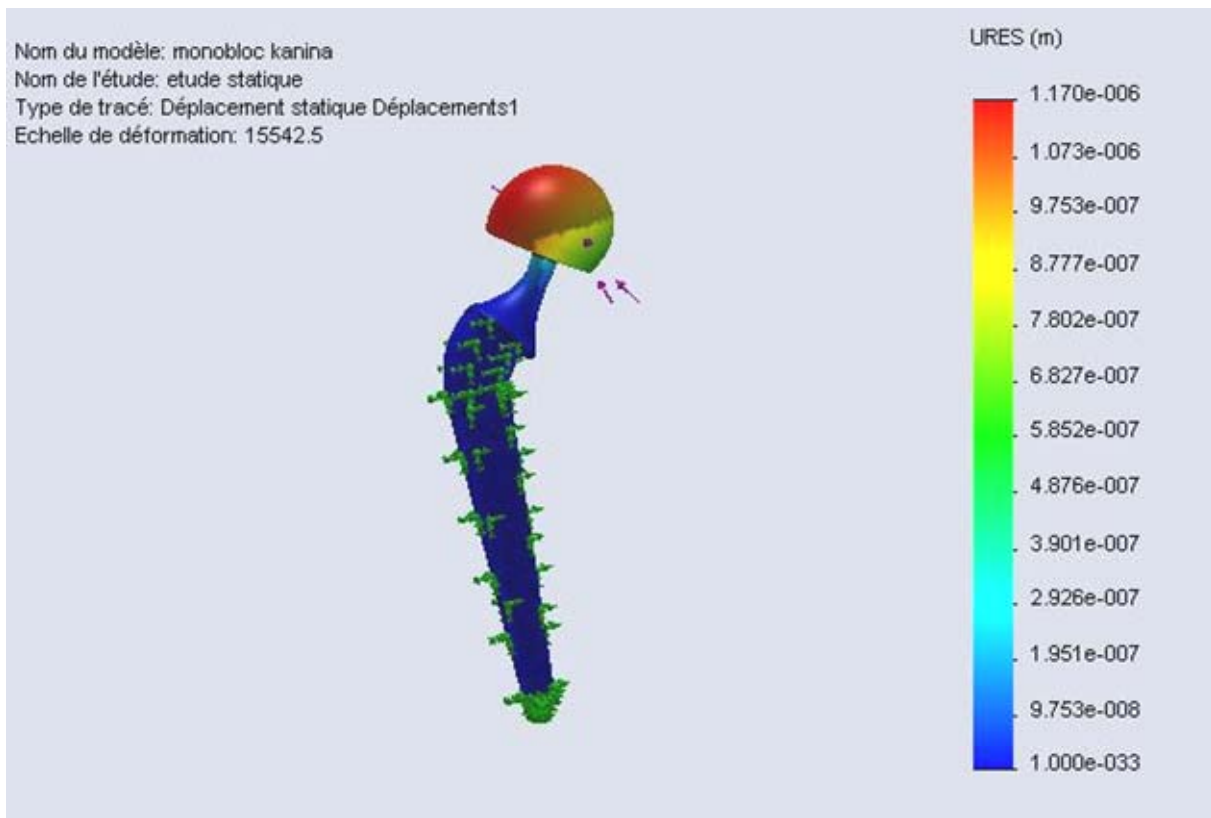


Figure 33 : monobloc P.T.H -étude statique-Déplacements-Déplacements1

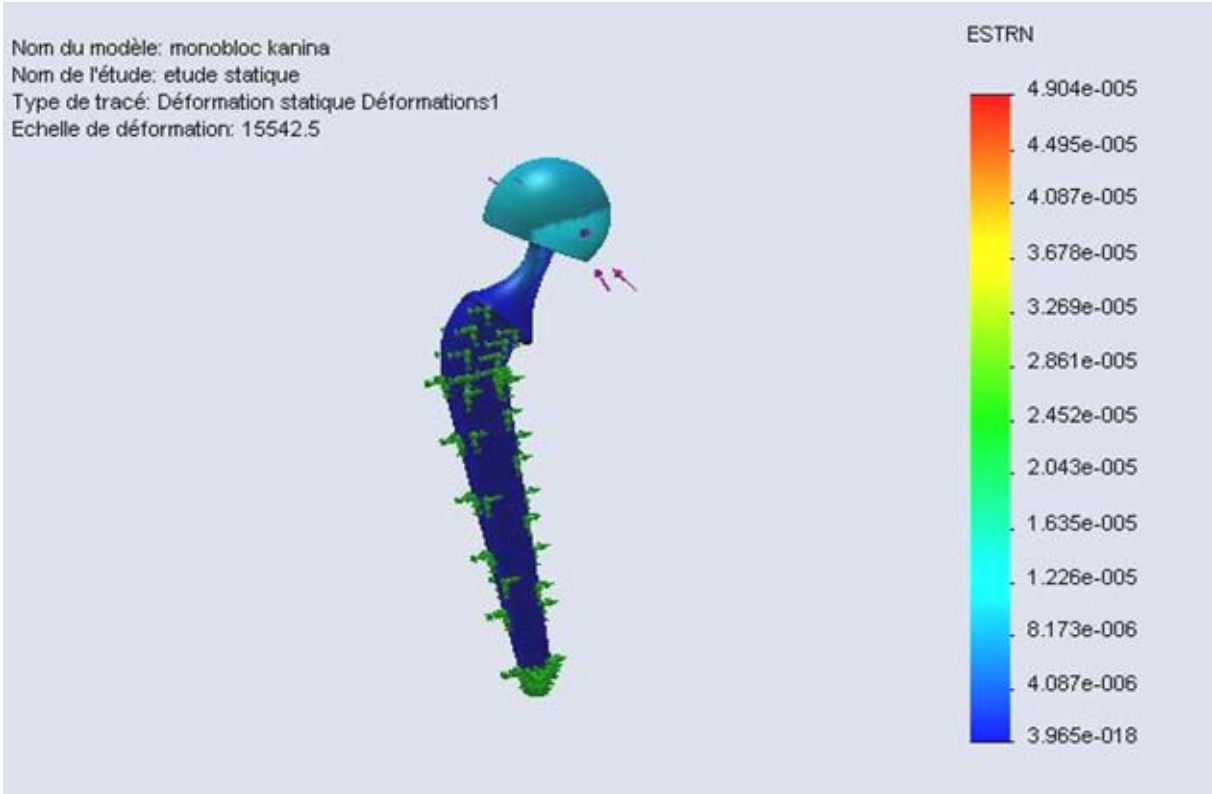


Figure 34 : monobloc P.T.H-étude statique-Déformations-Déformations1



Conclusion générale

Conclusion générale

Il est à constater que la part liée aux développements innovants dans le domaine des implants orthopédiques de hanche diminue d'année en année. Les résultats cliniques, obtenus avec les implants existants sur le marché, offrent de bons résultats à long terme et nous pouvons nous interroger sur la nécessité de continuer des développements techniques dans ce domaine. Les fabricants américains ont déjà répondu à cette question par la négative puisque l'essentiel de leurs ressources de développement est dévolu à des projets d'ingénierie tissulaire

Selon les projections faites par L'AAOS (American Association of Orthopaedic Surgeons), le nombre d'implants pour 2030 va doubler aux Etats-Unis par rapport à aujourd'hui. Cette croissance importante est liée à l'augmentation de l'espérance de vie mais aussi au fait que les patients sont opérés de plus en plus jeunes (<60 ans). Pour cette catégorie de patients avec des exigences fonctionnelles importantes, la littérature et plus particulièrement le registre suédois ont montré que les résultats cliniques ne sont pas bons et doivent être améliorés.

Il reste donc encore une place pour le développement de composants prothétiques plus performants. L'outil informatique que nous présentons est un complément intéressant. Il permet de valider un choix d'options de dessin, de matériau ou de revêtement de surface de la prothèse avant toute implantation clinique. Dans le cadre d'une utilisation extensive, il peut permettre également d'évaluer lors de la planification préopératoire le positionnement des composants prothétiques afin d'une part d'optimiser la répartition des contraintes entre l'os et la prothèse et d'autre part d'augmenter les amplitudes de mouvements de la hanche prothésée.

Le modèle biomécanique devrait donc être un outil d'évaluation pré-clinique utilisé en pratique courante dans le développement de nouveaux dessins prothétiques.

The image shows a rectangular frame representing a book cover. Inside the frame, the words "REFERENCE" and "BIBLIOGRAPHIQUE" are centered in a bold, black, serif font. The frame has a thin black border. At each of the four corners, there is a small circle with a diagonal slash through it, representing a hole punch. The bottom-right corner of the frame is folded over, showing a grey shaded area that represents the back of the cover.

REFERENCE
BIBLIOGRAPHIQUE

REFERENCE BIBLIOGRAPHIQUE

- [1] Docteur Jean-Jacques Guest, Chirurgie de la hanche et du genou, clinique chirurgicale Allera-Labrouste, www.hanche-genou.com.
- [2] stagemacs2004albertini.pdf Modélisation Numérique d'une Prothèse Totale de Hanche
- [3] M.Kerboull, Traitement des descèlementts fémoraux asceptiques des prothèses totales de hanche, cahiers d'enseignement de la SOFCOT, conférence d'en
- [4] Béatrice Couteau, Modélisation 3D par la méthode des éléments finis du fémur humain application à l'étude des prothèses sur mesure, Université Paul Sabatier de Toulouse.
- [5] Prothèses totales de la hanche :évaluation du choix de la prothèse et des techniques opératoires, ANAES, octobre 2001
- [6] T. Ilchmann, L. Markovic, A. Joshi, K. Hardinge, J. Murphy, H. Wingstrand, Migration and wear of long-term succesful Charnley total hip replacements, The journal of bone and joint surgery 80B N°3, May 1998.
- [7] Dr K. De Smet, La prothèse totale de hanche chez le sujet jeune, Orthopedic forum, pfizer, le 23 juin 2000.
- [8] D.C. Davidson, The Predictable performance of thin polyethylene inserts in PCA acetabular cups, the journal of bone and joint surgery 79B supp 4, 1997.
- [9] C. Delaunay, Prothèse totale de Charnley, où en est aujourd'hui le « Gold-Standard »de l'arthroplastie primaire de la hanche.
- [11] P. Devane, G. Horne, J. Hutton, D. Botsford, Do ceramic femoral heads lower three dimensional wear ? A matched comparison with stainless steel femoral heads, the journal of bone and joint surgery 79B supp 4, 1997.
- [12] Yves Volette, Anatomie de la hanche, la prothèse de hanche, www.planète-ortho.com
http://www.soo.com.fr/soo_site/p_protec/aoo35/A35_-_J.SYN/A35_-_J.SYN.htm
- [14] N. J. Hallab, C. Messina, A. Skipor, J. J. Jacobs, Differences in the fretting corrosion of metal-metal and ceramic-metal modular junctions of total hip replacements, Journal of Orthopaedic Research, Elsevier, 21 July 2003.
- [15] J. Synave, P. Rosset, Tige fémorale de reprise avec revêtement complet d'hydroxyapatite, service orthopédie, C.H.U. Tours,
- [16] C.F. Scifert, T.D. Brown, J.D. Lipman, Finite element analysis approach to resisting total hip dislocation, Clinical Biomechanics 14 (1999) 697-703, Elsevier.
- [17] J. H. Keyak, S.A. Rossi, K. A. Jones, H.B. Skinner, Prediction of femoral fracture load using automated finite element modeling, The journal of biomechanics Vol 31, p 125, N°2, February 1998.
- [18] Un rapport du régime d'assurance maladie des professions indépendantes (AMPI), Contrôle d'un acte de spécialité réalisé en cliniques privées, la chirurgie de la prothèse de hanche, juillet 2002.
- [19] R.B. Gustillo, THR towards 2000. Why I cement my hips, technique, problems and results, The journal of bone and joint surgery 79B supp 4, 1997.
- [20] P.J. Prendergast, Finite element models in tissue mechanics and orthopaedic implant design, Clinical Biomechanics Vol 12, Elsevier, 6 march 1997.
- [21] R.P. Robinson, P.T. Simonian, I.M. Gradisar, R.P. Ching, Joint motion and surface contact area related to component position in total hip arthroplasty, The journal of bone and joint surgery

79B N°1, p 140, January 1997.

- [22] S. Gross, E.W. Abel, A finite element analysis of hollow stemmed hip prostheses as a means of reducing stress shielding of the femur, *Journal of Biomechanics*, Elsevier, 11 April 2001.
- [23] M. Viceconti, L. Cristofolini, M. Baleani, A. Toni, Pre-clinical validation of a new partially cemented femoral prosthesis by synergetic use of numerical and experimental methods, *Journal of Biomechanics*, Elsevier, 14 February 2001.
- [24] J. Stolk, N. Verdonschot, L. Cristofolini, A. Toni, R. Huiskes, Finite element and experimental models of cemented hip joint reconstructions can produce similar bone and cement strains in pre-clinical test, *Journal of Biomechanics* Vol 35 2002 p 499-510, Elsevier.
- [25] S.H. Teoh, W.H. Chan and R. Thampuran, An elasto-plastic finite element model for polyethylene wear in total hip arthroplasty, *Journal of Biomechanics* Vol 35 Issue 3 p 323-330, Elsevier, March 2002.
- [26] B. Seral, J.M. Garcia, J. Cegonino, M. Doblare and F. Seral, Finite element study of intramedullary osteosynthesis in the treatment of trochanteric fractures of the hip : Gamma and PFN, *Injury* Vol 35 Issue 2 p 130-135, Elsevier, February 2004.
- [27] M.C. Hobatho, J.Y. Rho, R.B. Ashman, Anatomical variation of mechanical properties of human cortical and cancellous bone, In proceedings of the symposium bone mechanical properties and finite element modelization, Toulouse, France, 5-6 Mai 1994.
- [28] B. Weisse, M. Zahner, W. Weber, W. Rieger, Improvement of the reliability of ceramic hip joint implants, *Journal of Biomechanics* Vol 36 Issue 11, Elsevier, November 2003.
- [29] R.B. Ashman, S.C. Cowin, W.C. Van Buskirk, J.C. Rice, A continuous wave technique for the measurement of the elastic properties of cortical bone. *Journal of Biomechanics* 17, 349-361, 1984.
- [30] intérêt de la modélisation numérique dans l'évaluation pré-clinique d'une prothèse fémorale de la hanche. PJ Rubin, PF Leyvraz, LR Rakotomanana
- [31] INFORMATIQUE ET PROTHÈSE DE HANCHE.pdf Computer and hip arthroplasty RUBIN. P *.Hôpital Orthopédique de la Suisse Romande, Service universitaire Orthopédie-Traumatologie de l'appareil moteur (Pr. P.F. Leyvraz), 4 av. Pierre Decker CH-1005 Lausanne. ANN. ORTHOP. OUEST 2002 – 34 – p.55
- [32] Création d'un modèle éléments finis du système couplé « fémur-prothèse impactée » en vue de l'étude de la stabilité primaire des prothèses XiaoSu Hu*,**, Guy Barbarat**, Florence Labesse-Jied**,** * *LaMI - EA3867 FR-TIMS CNRS 2856/IUT de Montluçon, Université Blaise Pascal, Clermont-Ferrand II Campus des Cézeaux, BP 265, 63175 AUBIÈRE CEDEX*

الخلاصة : إن الهدف هو تبسيط تركيب الأطراف الصناعية وتحسين أدائها الميكانيكي الأطراف الصناعية الحالية

والهدف هو دراسة بديلة لعدة أبنية التي تلبى المواصفات الوظيفية.

Résumé : l'objectif est de simplifier la pose de prothèses de hanche et d'améliorer leurs performances mécaniques. Les prothèses actuelles sont composées d'une partie fémorale (une sphère portée par une tige) et d'une partie implantée sur l'os iliaque (une cupule, dans laquelle tourne la sphère). La sphère tourne dans la cupule avec des frottements, par fois importants compte tenu des contraintes correspondants au poids du corps. L'objectif est d'étudier plusieurs architectures alternatives qui remplissent le cahier des charges fonctionnel.

Abstract: The objective is to simplify the installation of artificial hips and improve their mechanical performance. The current prostheses consist of a femoral part (a sphere supported by a stem) and a portion located on the Ilium (one cup, which is the sphere).

The sphere rotates in the cup with friction, for both important given the constraints related to body weight. The objective is to study several alternative architectures that meet the functional specifications.