

Projet Scientifique Collectif  
Etude de la prothèse totale de hanche

Maxime Boucher, Pascal Corpet,  
Mathieu Cottet, Florian Jourda et Benjamin Kieffer

30 Mai 2003

# Table des matières

<b>1</b>	<b>Quelques données anatomiques et médicales</b>	<b>7</b>
1.1	Anatomie de la hanche . . . . .	7
1.2	Principes de l'intervention chirurgicale . . . . .	9
1.3	Choix de la prothèse . . . . .	10
1.3.1	Quelques notions techniques . . . . .	10
1.3.2	Les matériaux . . . . .	10
1.3.3	Fixation de la prothèse . . . . .	11
1.3.4	Problématique du choix de la prothèse . . . . .	12
1.3.5	Examens utiles au choix de la prothèse . . . . .	12
1.4	Un exemple d'implantation d'une PTH . . . . .	13
1.4.1	Choix du type de prothèse . . . . .	13
1.4.2	Déroulement de l'opération . . . . .	15
1.4.3	Une autre voie d'abord : la trochantérotomie . . . . .	16
<b>2</b>	<b>Analyse économique de la pose d'une prothèse totale de hanche</b>	<b>17</b>
2.1	Parcours type des patients . . . . .	17
2.2	Examens pré- et post-opératoires . . . . .	18
2.2.1	Consultation . . . . .	18
2.2.2	Bilan d'entrée . . . . .	18
2.2.3	Hospitalisation . . . . .	18
2.2.4	Intervention . . . . .	18
2.2.5	Phase postopératoire . . . . .	19
2.2.6	Surveillance et suivi . . . . .	19
2.3	Modalités de remboursement des dispositifs orthopédiques et de prise en charge de la PTH en France . . . . .	19
2.3.1	Données issues du programme de médicalisation des systèmes . . . . .	20
2.3.2	Evaluation des coût pré- et post-opératoire . . . . .	22
2.4	Evaluation des complications de la pose d'une PTH . . . . .	22
2.5	Evaluation de la longévité des PTH . . . . .	23
2.6	Coût d'une personne à mobilité fortement réduite . . . . .	24
2.7	Conclusion . . . . .	25
<b>3</b>	<b>Quelques éléments de biocompatibilité</b>	<b>26</b>
3.1	Une voie de recherche pour la prévention du décèlement des PTH, le rôle de la cox-2 . . . . .	26
3.1.1	Expérimentation . . . . .	27
3.1.2	Résultats . . . . .	28

3.1.3	Conclusion . . . . .	29
3.2	Manipulations expérimentales . . . . .	30
3.2.1	PCR . . . . .	30
3.2.2	Electrophorèse . . . . .	30
<b>4</b>	<b>Modélisation des contraintes dans une hanche</b>	<b>31</b>
4.1	Simulation informatique : le maillage . . . . .	31
4.1.1	Recherche d'une solution . . . . .	31
4.1.2	Premier essai . . . . .	32
4.1.3	Un maillage très simple . . . . .	33
4.1.4	A partir des radios : le maillage de la prothèse . . . . .	36
4.1.5	A partir de coupes scanners : le maillage de l'os . . . . .	38
4.1.6	Réunion des maillages . . . . .	40
4.2	Contraintes mécaniques . . . . .	43
4.2.1	Définition du problème . . . . .	44
4.2.2	Résolution du problème . . . . .	46
4.2.3	Interprétation des résultats . . . . .	51
4.2.4	Améliorations proposées . . . . .	54
<b>5</b>	<b>Un groupe, un projet</b>	<b>55</b>
5.1	Le cheminement de notre projet . . . . .	55
5.1.1	Un objectif, un résultat . . . . .	55
5.1.2	Organisation du groupe . . . . .	55
5.1.3	Echéancier . . . . .	56
5.1.4	Communication interne . . . . .	56
5.1.5	Difficultés rencontrées . . . . .	57
5.2	Nos relations avec les spécialistes . . . . .	57
5.2.1	Contacts avec le monde médical . . . . .	57
5.2.2	Contacts avec l'Université Technologique de Compiègne	58
<b>A</b>	<b>Annexe : Indice algofonctionnel des coxopathies (Michel Lequesne)</b>	<b>60</b>
<b>B</b>	<b>Annexe : Tarif interministériel des prestations sanitaires</b>	<b>62</b>
<b>C</b>	<b>Annexe : Manipulations expérimentales</b>	<b>64</b>
C.1	PCR . . . . .	64
C.2	Electrophorèse . . . . .	67
<b>D</b>	<b>Annexe : Code MatLab</b>	<b>68</b>
D.1	Maillage . . . . .	68
D.2	Calcul des contraintes . . . . .	74



## Remerciements

Nous tenons à remercier tout particulièrement notre tutrice, Mme Barthès-Biésel, pour son suivi de notre projet, notre coordinateur, M. Huerre, ainsi que les professeurs Gastaud et Sedel, pour le temps qu'ils nous ont consacré malgré leur emploi du temps surchargé. Remerciements également à l'Université Technologique de Compiègne et à Mme Ho Ba Tho pour leur accueil. Merci enfin au Capitaine Delarue, pour son suivi de notre groupe tout au long de l'année.

## **Note d'introduction**

Ce projet scientifique collectif a eu pour objectif la compréhension des enjeux de la prothèse de hanche, sous ses aspects médicaux, techniques et sociaux. Problème de santé publique, la pose d'une prothèse de hanche met en jeu de nombreux acteurs, issus de domaines et de cultures scientifiques souvent différents. Notre travail aura été une tentative de compilation de leurs appréhension de ce domaine de la chirurgie orthopédique.

# 1 Quelques données anatomiques et médicales

Entre cinquante et cent mille prothèses de hanche sont implémentées chaque année en France. Toutes les maladies qui vont entraîner une destruction de l'articulation de la hanche sont susceptibles d'être traitées par une prothèse totale de hanche. La principale cause est l'arthrose dite primitive qui est une maladie conduisant à l'usure habituellement lente du cartilage. Il existe un certain nombre de situations où l'arthrose peut être favorisée par un traumatisme ou une anomalie anatomique : luxation congénitale de la hanche, genu varum. Les maladies inflammatoires des articulations comme la polyarthrite rhumatoïde, les spondylarthropaties, les arthrites infectieuses, peuvent aussi conduire à l'usure de l'articulation et à la mise en place d'une PTH. D'autres maladies comme la nécrose osseuse, certaines tumeurs osseuses, peuvent aussi aboutir à la nécessité de la mise en place d'une prothèse [10].

## 1.1 Anatomie de la hanche

Elle comprend une articulation appelée "articulation coxo-fémorale", des muscles qui lui permettent le mouvement, ainsi que des paquets vasculo-nerveux qui la traversent.

Cette articulation coxo-fémorale sera le siège des principales pathologies de cette région. Elle relie le bassin (os iliaque) 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 (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 permet des mouvements :

- de flexion-extension de la cuisse par rapport au tronc
- d'adduction et d'abduction
- de rotation interne et de rotation externe

Décrivons à présent les surfaces articulaires de l'articulation coxo-fémoral. Au niveau du fémur, c'est l'extrémité supérieure du fémur qui s'articule avec l'os coxal (ou os iliaque), appelée tête du fémur. Il s'agit d'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. 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.

Au niveau de l'os iliaque, l'articulation avec le fémur se fait par une surface

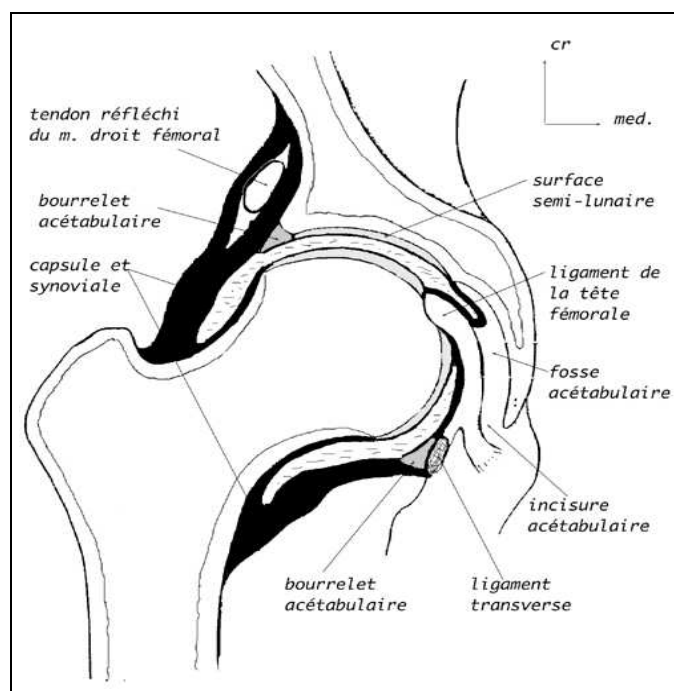


FIG. 1 – La hanche, coupe frontale

articulaire creusée dans l'os du bassin : la cavité cotyloïde. 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. Cette cavité articulaire regarde en bas, en dehors et en avant.
- l'autre, en retrait et non articulaire, qui est appelée arrière-fond de la cavité cotyloïde

Lorsque ces 2 surfaces rentrent en contact, on peut constater en position debout que la tête fémorale est mal recouverte par le cotyle. En fait, la coïncidence de surface s'effectue lorsque la hanche est fléchie à 90 degrés, ce qui correspond à un vestige de la position quadrupède.

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.

La disposition de l'orientation des fibres de cette capsule et de ses ligaments vont permettre d'assurer une bonne solidité tout en permettant une mobilité de cette articulation.



## 1.2 Principes de l'intervention chirurgicale

Il s'agit de remplacer les 2 surfaces articulaires dont le cartilage est usé : la tête et le col du fémur sont ôtés et remplacés par la pièce fémorale de la prothèse qui comprend une tête, un col et une queue qui vient se placer dans le fût diaphysaire fémoral. La cavité cotyloïdienne est agrandie, creusée de façon à recevoir la partie cotyloïdienne de la prothèse. Plusieurs voies d'abord



FIG. 2 – Pose d'une PTH par le professeur Gastaud, Clinique des Diaconesses, Strasbourg

peuvent être utilisées par le chirurgien :

- voie d'abord postérieure : c'est la plus utilisée en France. La cicatrice se trouve au niveau de la fesse et fait environ entre 15 et 20 centimètres. Les suites sont assez simples et rapides, l'appui immédiat est possible ;
- voies d'abord antérieures : La cicatrice se trouve sur la face externe de

la hanche. Dans le cas de la "trochantérotomie", le grand trochanter sera sectionné et il faudra attendre 45 jours avant de permettre un appui complet pour que l'os soit consolidé.

### **1.3 Choix de la prothèse**

L'arthroplastie de la hanche est, depuis 40 ans, une intervention couronnée de succès dans la majorité des cas. L'indication de la chirurgie repose sur des signes subjectifs, la douleur et l'impotence fonctionnelle qui limitent de plus en plus l'activité et l'indépendance du patient. L'intervention permet un soulagement rapide des douleurs du patient, améliore sa mobilité et plus globalement sa qualité de vie. Si l'efficacité de cette intervention ne semble plus à démontrer, le choix de la prothèse et la technique de pose la mieux adaptée à un patient spécifique ne reposent sur aucune analyse scientifique.

#### **1.3.1 Quelques notions techniques**

La PTH est un implant qui permet le remplacement des deux surfaces articulaires de l'articulation coxo-fémorale. Une PTH est composée d'une tige avec col, d'une tête indépendante ou non de la tige, d'un cotyle. Pour définir les différentes familles de PTH, le classement peut se faire selon les différents matériaux de la structure, les différentes formes, les moyens de fixation, les couples de frottement ; existent également les PTH sur mesure, c'est-à-dire adaptées à des structures anatomiques anormales.

#### **1.3.2 Les matériaux**

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. Les métaux les plus utilisés sont les aciers inoxydables, les alliages chrome-cobalt et les alliages de titane. La tige fémorale des prothèses non cimentées est le plus souvent métallique et en particulier en alliage de titane. En effet, cet alliage présente une excellente biocompatibilité, mais il présente aussi une résistance à la corrosion importante ainsi qu'une résistance mécanique élevée. Les céramiques sont généralement l'alumine et le zircon. Enfin, le principal polymère utilisé pour des applications orthopédiques est le polyéthylène haute densité (PE). La mobilisation de la hanche entraîne le mouvement de la tête fémorale prothétique dans le cotyle prothétique, c'est le couple de frottement. Les différents couples de frottement, répertoriés selon leur ordre d'apparition chronologique, sont :

- le couple de frottement métal-métal (1956, puis 1987 pour la seconde génération)
- le couple de frottement métal-PE (1962)
- le couple de frottements alumine-alumine (1970)
- le couple de frottement zircone-PE (1986)

D'autres couples de frottement sont actuellement en cours de développement, notamment les couples de frottement zircone-zircone et zircone-alumine ainsi que des couples utilisant de nouveaux PE. 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 (tige en métal et tête en céramique pour exploiter au maximum les propriétés mécaniques de ces deux matériaux). La modularité du cotyle permet d'avoir une pièce métallique avec un insert dans un autre matériau qui peut servir de surface de frottement. Il présente un inconvénient majeur : la finesse du PE qui devient déformable et la multiplication des interfaces.

### 1.3.3 Fixation de la prothèse

Le classement selon le mode de fixation des PTH à l'os permet de détacher 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 et une tige fémorale cimentée.

Il serait nécessaire que les fabricants donnent l'indice de rugosité de chaque implant. L'indice de rugosité est particulièrement important pour les prothèses cimentées car l'augmentation de cet indice majore le risque de descellement par un phénomène abrasif du ciment. Les prothèses non cimentées doivent au contraire être rugueuses.

**Prothèses cimentées :** Dans le cas où la cimentation est réalisée, le médecin utilise un ciment chirurgical à base de résines acryliques qui se polymérise in situ. L'utilisation de ciment, qui ne doit servir que d'adaptateur entre une prothèse ajustée au fût fémoral et l'os environnant, impose des règles de préparation et de mise en place pour assurer ses propriétés mécaniques.

**Prothèses non cimentées :** Le principe de la fixation sans ciment est d'obtenir un ancrage des implants par repousse osseuse dans les anfractuosités du revêtement de surface. La pièce cotyloïdienne de la prothèse est alors soit enclavée dans l'os (avec possibilité d'adjonction de vis)

soit fixée par vissage. La pièce fémorale nécessite un ancrage primaire immédiat et doit s'adapter de manière suffisante aux variations individuelles de l'anatomie fémorale. Afin d'assurer une meilleure repousse osseuse, les implants peuvent être recouverts de substances ostéoconductrices, essentiellement l'hydroxyapatite et le phosphate tricalcique.

#### 1.3.4 Problématique du choix de la prothèse

Le nombre de modèles de PTH sur le marché dépasse les quatre cents. Parmi cette large gamme disponible, le choix de la prothèse doit être soigneusement adapté au patient avant l'intervention. Or, les résultats d'une PTH dépendent de multiples paramètres :

- des qualités mécaniques de la prothèse ;
- des matériaux : ceux-ci doivent être biocompatibles et résister à la corrosion ;
- du coefficient de friction, qui doit être bas pour que les contraintes aux points d'ancrage soient minimales ;
- de la forme de la prothèse, qui influe également sur la répartition des contraintes au sein de l'os ;
- des qualités tribologiques du couple de frottement ;
- de la qualité de l'os et de la morphologie de la hanche du patient.

Le choix de la prothèse s'effectue également 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 également être pris en compte. Quant au chirurgien, la formation qu'il a reçue, son apprentissage, vont forcément influencer son choix. L'accès à un certain type de dispositif (proximité du fabricant, facilité de mise à disposition du matériel) peut également être un critère de choix pour le chirurgien.

#### 1.3.5 Examens utiles au choix de la prothèse

Aucune étude comparant et évaluant la place de différents examens préopératoires pour orienter le choix de la PTH à implanter n'a été retrouvée dans notre recherche bibliographique. Par ailleurs, la fréquence d'utilisation des différents examens n'a pu être estimée en l'absence de publications.

**Examens radiologiques :** De manière standard, l'étude préopératoire est réalisée à partir d'une radiographie de face et de profil de la hanche du patient, complétée éventuellement par bassin de face (voir figure 3). Elle doit permettre de choisir la taille du cotyle et la pièce fémorale adaptée. La télémétrie est utilisée pour analyser les différences de longueur des membres. Elle peut être réalisée pour rechercher les raisons

d'une inégalité de longueur entre les deux membres. Une IRM est réalisée en cas d'ostéonécrose pour s'assurer du diagnostic, apprécier l'étendue de la nécrose et vérifier l'état de la hanche opposée. Le scanner est un examen utilisé quand la géométrie du cotyle et/ou du fémur présente une variation anatomique, notamment chez les sujets jeunes.

**Qualité de l'os :** Aucun examen ne permet à l'heure actuelle d'apprécier la qualité de l'os avant l'intervention alors qu'il s'agit d'un paramètre qui peut être important dans le choix de la prothèse. La valeur pronostique de la bonne tenue de la PTH par l'ostéodensitométrie ou les ultrasons reste encore à évaluer. L'appréciation reste fondée sur la radiographie qui reflète grossièrement l'état osseux ainsi que son architecture.

**Interrogatoire clinique :** L'interrogatoire clinique est essentiel car il permet de préjuger de la qualité de l'os en fonction de la longévité familiale et de l'activité physique du patient. Le choix de la prothèse est largement dépendant de la qualité estimée de l'os : par exemple, chez des patients âgés ostéoporotiques, les matériaux souples absorbant les contraintes seront préférés. Cet interrogatoire permet également de déterminer les attentes du patient, notamment en termes de reprise d'activité ultérieure.

Ce problème du choix de la prothèse est le point central de l'étude qui va suivre.

## 1.4 Un exemple d'implantation d'une PTH

Nous avons suivi la pose d'une PTH chez un patient âgé de 86 ans souffrant d'arthrose, à la clinique des Diaconesses (Strasbourg), par le Dr François Gastaud. Son déroulement est représentatif des pratiques médicales actuelles.

### 1.4.1 Choix du type de prothèse

Sauf cas très particulier, ce chirurgien préconise l'utilisation de prothèses avec ciment. En effet selon lui, la prothèse doit s'adapter au patient et non l'inverse comme c'est le cas pour les prothèses sans ciment qui cherchent à favoriser la repousse osseuse. Une fois le fabricant de la prothèse choisi, la détermination de la taille de la prothèse se fait à l'aide de calques superposés sur un cliché radiographique du bassin de face. Ces calques sont fournis par le fabricant et permettent de choisir entre le modèle simple et le modèle latéralisé, et la taille. Dans le cas de ce patient, une prothèse simple taille 7 paraissait être le meilleur choix. Il sera associé à un cotyle de taille 52.

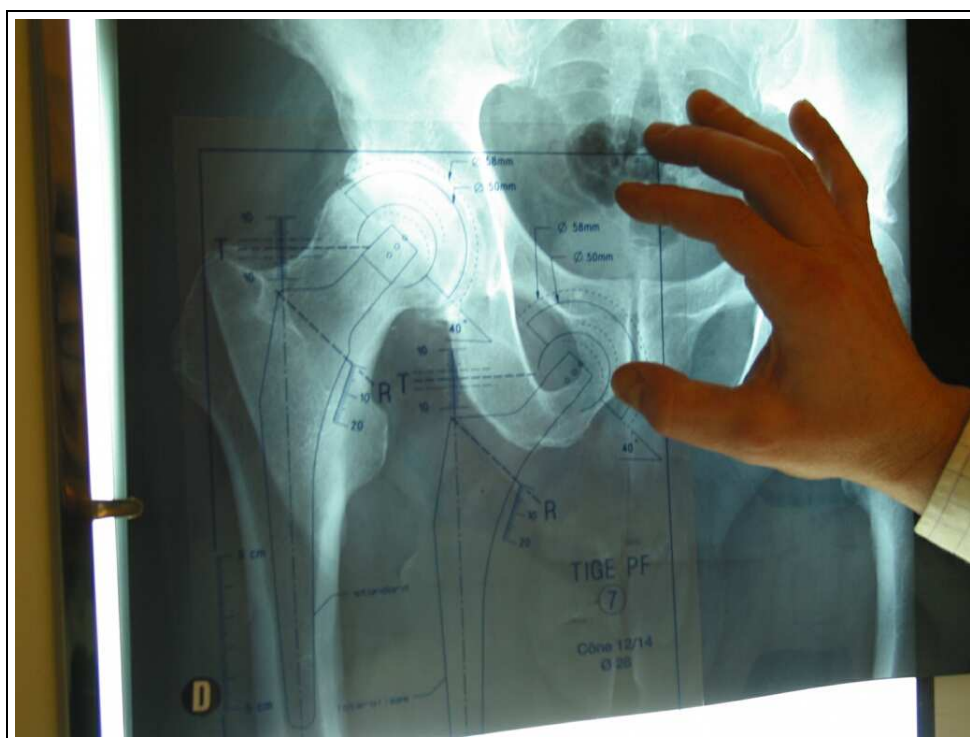


FIG. 3 – Choix de la PTH à l'aide de calques, professeur Gastaud, Strasbourg

#### 1.4.2 Déroutement de l'opération

Le patient est sous péridurale, le chirurgien incise au niveau du moyen fessier. La voie d'abord choisie consiste à passer à travers les fibres musculaires du fascia lata et du moyen fessier. Le col fémoral est sectionné et la tête extraite. Le cotyle est alors préparé à la fraise n° 44 à 54, puis la cupule y est insérée. Le fémur est préparé à la râpe. Une pièce fémorale d'essai (non latéralisée, taille 7) est mise en place. Les muscles du patient étant plutôt lâches, le chirurgien choisit de changer de prothèse et d'utiliser une prothèse latéralisée de taille 8. Le ciment est préparé. A l'aide de tiges-étalon, la taille du bouchon à mettre en place dans le fémur est déterminé : il est placé deux cm en dessous de la prothèse. Le ciment est déposé dans le fémur et sur le cotyle, et les prothèses définitives sont mises en place. Le chirurgien vérifie que la prothèse ne se luxé pas trop facilement (la prothèse fémorale est implantée de façon à favoriser la rétroversion), puis les tissus sont refermés plan par plan sur des drains de redons aspiratifs. L'opération a duré 1h05.

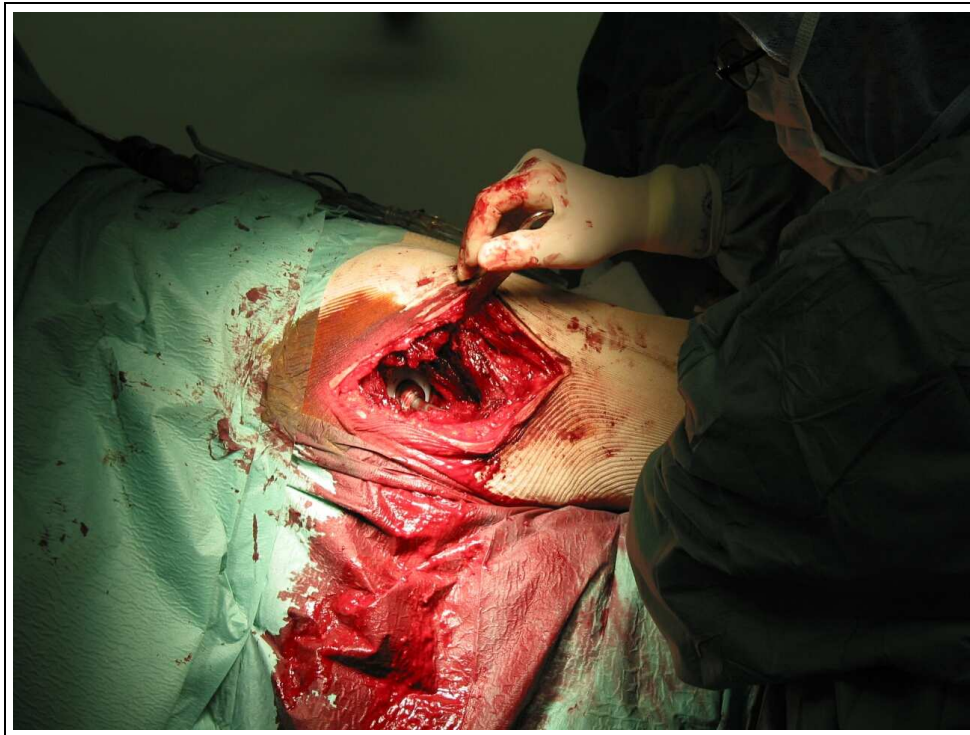


FIG. 4 – Pose d'une PTH par le professeur Gastaud, Clinique des Diaconesses, Strasbourg

Il est intéressant de voir que le chirurgien ait dû changer de modèle de

prothèse lors de l'opération. En effet, on atteint là les limites du système de calques qui permet au chirurgien d'évaluer le type de prothèse adéquat, et on peut se demander si une modélisation 3D, à partir de clichés radiographiques ou de scanners par exemple, aurait permis de trouver un modèle plus adapté à la hanche du patient. Ainsi c'est le savoir-faire accumulé du chirurgien combiné à son expérience qui permet d'obtenir de très bons résultats. Le problème de la période d'apprentissage des chirurgiens en formation se pose alors : une étude randomisée comparant deux PTH cimentées, Stanmore et Charnley, n'a pas mis en évidence de différence de résultats selon le type de prothèse mais selon l'expérience du chirurgien. Une différence statistiquement significative était notée pour le taux de révision selon l'expérience du chirurgien, les chirurgiens en formation ayant un risque de révision 11,47 fois plus élevé [11]. Peut-être les outils de modélisation pourraient-ils ici trouver une application permettant d'obtenir des résultats significatifs.

### **1.4.3 Une autre voie d'abord : la trochantérotomie**

Nous avons également pu assister à la pose d'une prothèse de hanche dans le service du Professeur Sedel, grand spécialiste de l'arthroplastie de la hanche, à l'hôpital Lariboisière à Paris. Après une présentation de la prothèse (Zircone biphasé, métal-polyéthylène, céramique alumine concentrée monophasée) choisie comme la mieux adaptée pour le patient (95kg, 1.72m, 55 ans), nous avons pu assister à l'opération complète et en particulier à la trochantérotomie.

La conception du problème de la pose d'une prothèse du professeur Sedel est considérablement différente de celle du professeur Gastaud : selon le professeur Sedel, l'os doit s'adapter à la prothèse, surtout lorsque les patients sont jeunes. Ainsi a-t-il posé une prothèse Ceraver Ostéal faite de pièces métalliques en alliage de titane Ti4Al6V4 à surface rugueuse et recouverte par le fabricant d'une substance ostéoconductive : l'hydroxyapatite en couche mince.



## 2 Analyse économique de la pose d'une prothèse totale de hanche

La volonté gouvernementale actuelle de rationalisation des dépenses de santé passe par une évaluation du coût sur la société de l'arthroplastie de la hanche. Il est cependant très complexe de réaliser cette évaluation, tant les dépenses pré- ou post-opératoires peuvent fluctuer d'un patient à l'autre, ce à quoi s'ajoute la multiplicité des complications médicales.

### 2.1 Parcours type des patients

Le rhumatologue officie généralement en amont de la décision opératoire en assurant plus ou moins longtemps le traitement médical du patient et en choisissant l'opérateur. Le dialogue rhumatologue-patient permet de décider de la nécessité d'une PTH. La place du rhumatologue n'est pas aussi systématique en pratique courante de ville. En ambulatoire, de nombreux patients sont adressés au chirurgien directement par leur médecin traitant (éventuellement après un avis et une prise en charge rhumatologique, en particulier si cette dernière n'a pas été jugée satisfaisante par le patient). Le rhumatologue (ou le médecin généraliste) dispose de divers instruments : l'échelle visuelle analogique (EVA) de la douleur, l'indice algofonctionnel pour la coxarthrose et l'échelle écrite d'auto-évaluation du handicap résumant les déficits de qualité de vie compte tenu des besoins personnels du patient. Habituellement, la PTH est légitime si la douleur est suffisante : plus de 50 ou 60 sur l'échelle EVA de 100 et surtout si l'indice algofonctionnel atteint 10 à 12 points (pour un maximum de 24, voir le questionnaire présenté en annexe A.) et/ou si l'auto-évaluation du handicap se situe dans les items supérieurs (c'est-à-dire entre important et très important jusqu'à extrême et ceci durablement sous traitement médical valable). En France et dans d'autres pays où la coxarthrose est suivie par le médecin spécialiste, c'est le plus souvent celui-ci qui adresse son patient au chirurgien. Bien souvent, le choix de l'opérateur est fonction de la proximité de l'établissement chirurgical ; la réputation du chirurgien, son expérience, le type de prothèse qu'il pose et la voie d'abord qu'il pratique ne venant qu'en seconde position. En revanche, le choix des implants, du mode de fixation, de la technique relève du chirurgien. Plusieurs étapes seront ensuite suivies par le patient au cours de sa prise en charge. Le parcours type présenté dans les pages suivantes s'inspire des pratiques françaises actuelles dans leur globalité.

## **2.2 Examens pré- et post-opératoires**

### **2.2.1 Consultation**

- Consultation chirurgicale
- Examens paracliniques préalables (par exemple, clichés radiographiques : bassin de face, hanche de face et de profil)
- Consultation d’anesthésie préopératoire (détermination du type d’anesthésie, gestion des apports sanguins, choix de l’autotransfusion ou de l’utilisation d’E.P.O.)
- Examen de l’état dentaire (afin de vérifier l’absence de foyer infectieux)
- Mesure initiale de la qualité de vie du patient

### **2.2.2 Bilan d’entrée**

- Examens d’hématologie, de biochimie, recherche d’anticorps, groupage sanguin, examen bactériologique des urines
- Possibilité d’examens radiologiques complémentaires : radiologie pulmonaire, bassin en charge, hanche hors charge
- Électrocardiogramme
- Traitements médicamenteux

### **2.2.3 Hospitalisation**

La durée moyenne d’hospitalisation est en France de 12 à 15 jours. La sortie pour le centre de rééducation intervient vers le dixième jour après une radiographie de contrôle et l’équilibre du traitement anticoagulant

### **2.2.4 Intervention**

- Temps d’occupation de la salle d’opération : de 1 h 30 à 3 h de l’installation à la sortie du bloc
- Durée d’intervention : de 1 h à 2 h
- Anesthésie générale
  - Consommables : seringues, sonde à oxygène, sonde d’intubation, cathéters...
  - Traitement médicamenteux (antibioprophylaxie systématique (traitement anti-infectieux préventif des infections urinaires) inférieure à 48 h ; l’adjonction d’un antibiotique dans le ciment en cas de fixation cimentée est parfois pratiquée ; traitement antithrombotique ; antalgiques)
- Consommables chirurgicaux :
  - Produits sanguins : culots de sang, perfusion de solutions à grosses molécules, utilisation ou non du système Cell-Saver

- Prothèse, boîte d’instruments, ligatures, broche, drain de redons, etc.
- Examens : bactériologie, groupage sanguin
- Ressources en personnel requises :
  - Personnel paramédical : infirmier anesthésiste, instrumentiste, infirmier(s) et/ou aide(s) soignant(s).
  - Personnel médical : chirurgien, aide opératoire, anesthésiste

### **2.2.5 Phase postopératoire**

- Traitement médicamenteux (antibiothérapie intraveineuse)
- Examens cliniques : hématologie, biochimie

### **2.2.6 Surveillance et suivi**

- Convalescence de 1 à 3 mois
- Reprise de l’ensemble des activités antérieures entre 4 et 6 mois après intervention
- Consultations à 6 mois, 12 mois, puis tous les un ou deux ans
- Surveillance radiographique
- Séances de rééducation éventuellement prescrites
- Suivi à long terme souhaitable

D’après la qualité des résultats obtenus, l’arthroplastie de hanche par prothèse totale est une intervention bénéfique pour le malade puisqu’elle permet de lui redonner rapidement une autonomie qu’il avait quasiment perdue. Le patient est immobilisé peu de temps, les suites opératoires sont simples, les placements en centres de rééducation, de courte durée, s’avèrent parfois indispensables.

## **2.3 Modalités de remboursement des dispositifs orthopédiques et de prise en charge de la PTH en France**

Les prothèses sont inscrites au TIPS (tarif interministériel des prestations sanitaires) qui constitue la base de remboursement de la Sécurité sociale. Le tarif III chiffre les dispositifs médicaux implantables. Quatre critères caractérisent cette catégorie : être entièrement implanté, implanté exclusivement par un médecin, avoir une durée d’implantation supérieure à 6 mois et être l’objet principal de l’implantation. L’inscription au TIPS impose également des règles particulières d’étiquetage, de marquage CE ou d’homologation du prix TIPS et du prix de vente. L’inscription au TIPS est intéressante pour les acheteurs publics puisqu’un arrêté de mai 1995 précise

que ” les prix de vente aux établissements de santé utilisateurs des produits du titre III, pris en charge par la Sécurité sociale sur la base du TIPS, ne peuvent excéder ce tarif ”. Ce tarif de remboursement donne des bases de négociation de prix . Selon le tarif interministériel des prestations sanitaires, les prothèses non cimentées sont plus chères que les prothèses cimentées. Toutefois, il paraît nécessaire de relativiser la différence de coût entre les deux types de tiges : les besoins d’une tige cimentée comprennent également le(s) sachet(s) de ciment ainsi qu’un obturateur. Les prothèses les moins coûteuses sont les prothèses cimentées avec une tête métallique et un cotyle monobloc non modulaire en polyéthylène (type Charnley).

Actuellement, le prix d’une prothèse totale de hanche tel qu’il est proposé au public s’échelonne de 1077 à 2302 euros.

Le TIPS (voir l’annexe B) présente la liste de l’ensemble des matériels approuvés pour l’utilisation dans les établissements publics.

### **2.3.1 Données issues du programme de médicalisation des systèmes**

L’utilisation de la base de données du programme de médicalisation des systèmes d’information (PMSI) pour analyser les pratiques médicales paraît intéressante. Elle permet d’apporter des informations ” objectives ” sur la pratique et se révèle être une démarche indispensable d’évaluation et d’amélioration de la qualité des soins. La disponibilité de cette base de données présentée par groupe homogène de malades (GHM), en fournissant des données de comptabilité analytique, permet de se rapprocher de la notion de coûts complets.

Dans la catégorie majeure de diagnostic (CMD) 8 - affections et traumatismes de l’appareil musculo-squelettique et du tissu conjonctif - un GHM chirurgical, le GHM 295, regroupe les interventions majeures sur les articulations et greffes de membres. Le GHM 295 ne correspond pas aux seules indications de réalisation de chirurgie prothétique de la hanche. Les actes classants comprennent les arthroplasties totales de hanche, aussi bien que les arthroplasties par prothèse totale du genou, les arthroplasties par prothèse de l’extrémité supérieure du fémur, les reprises de chirurgie pour la hanche ou le genou, etc. L’échelle nationale des coûts relatifs par GHM du PMSI permet d’estimer les ressources consommées à l’hôpital et apporte une base pour l’évaluation. L’échelle nationale des coûts relatifs est construite à partir des données médico-économiques transmises par un échantillon d’établissements disposant d’une comptabilité analytique détaillée et fiable.

En 2000, le nombre d’observations enregistrées pour le GHM 295 par l’échantillon d’établissements publics et PSPH (participants au service public hospitalier) volontaires constituant la base nationale des coûts était de 9 221. Les données de coûts relatives à ces observations sont présentées en figure 5.

Données générales	Durée moyenne de séjour	14,8
	Âge moyen des patients	72,6
	Nombre d'observations	9 221
Coûts par poste de dépenses	Salaires médecins	1 727
	Salaires IDE	9 304
	Salaires autres	2 856
	Consommation médicale	11 067
	dont consommations directes	9 814
	Dépenses de laboratoire	1 090
	Dépenses de bloc	5 607
	Dépenses d'anesthésie	3 140
	Dépenses de radiologie	694
	Coût échelle	46 418
	Coût total	48 473

FIG. 5 – Données de l'année 2000 issues de l'échelle nationale des coûts et concernant le GHM 295 (données exprimées en francs). Source : [www.le-pmsi.fr](http://www.le-pmsi.fr)

Le coût total pour le GHM 295 s'élèverait donc à 48 473 F en 2000, soit environ 7390 euros. Cependant, cela sous-évalue le coût d'implantation d'une PTH, acte qui en moyenne est plus complexe que la moyenne des actes GHM 295. A titre d'exemple, le salaire moyen du chirurgien pour une PTH s'élève à 460 euros, celui de l'anesthésiste 230 euros [4]. A cela doivent être ajoutés les coût pré- et post- opératoires :

### 2.3.2 Evaluation des coût pré- et post-opératoire

Evaluation du coût pré-opératoire	Trois consultations côtés CS Clichés radiographiques (bassin de face, hanche de face et de profil) : acte coté Z35 Consultation anesthésiste cotée CS	3 * 22,87  135 * 1,62 22,87
Evaluation du coût post-opératoire sur 15 ans	Séjour en centre de rééducation (moyenne 21 jours) pour 50% des patients [16] Douze consultations chez un kinésithérapeute pour 25% des patients (cotation AMMK 7) Consultations de contrôle (2 mois, 6 mois, 1 ans puis tous les 2 ans)	0,5 * 21 * 198,89  0,25 * 171  10 * 22,87
Total		2670 euros

### 2.4 Evaluation des complications de la pose d'une PTH

Les chiffres qui vont suivre sont basés sur une étude française de 2 960 arthroplasties totales de hanche (2 736 de première intention et 224 de reprises) du 01/01/1980 au 01/01/1999 [9].

**décès** : 10 dont 4 par embolie pulmonaire (0,33 %)

**troubles thrombo-emboliques** : 105 (3,54 %) (embolies pulmonaires 46, phlébites 95, thrombopénies induite par l'héparine (TIH) 14)

**accident du traitement anticoagulant** : 74 (2,5 %). Si l'on y associe les 14 TIH, ceci ramène les complications à 88 (2,97%). Ces complications sont essentiellement des hématomes de la cuisse : 45 (4 ont entraîné une infection de la prothèse).

A noter 5 accidents d'hémiplégies ou d'hémi-parésies

**complications neurologiques** : 28 (0,94 %)

**complications digestives** : 9 (0,30 %)

**complications urinaires** : 19 (0,64 %) essentiellement rétentions aiguës évoluant ensuite sur un mode chronique dont 9 ont nécessité un geste de résection prostatique dans les suites immédiates de l'intervention chirurgicale

**complications de décubitus** : 7(0,23 %)

**complications infectieuses** : 26 (0,87%)

**complications diverses : 7 (0,23 %)**

Nous avons considéré comme complications graves celles pouvant laisser des séquelles, les autres complications étant considérées comme de simples accidents de parcours. Elles représentent un peu plus de la moitié des complications. Le taux des complications infectieuses a été fortement influencé par la mise en place de l'antibioprophylaxie, puisque celui-ci était de 2,03 % avant cette prévention.

L'arthroplastie totale de hanche, opération courante, peut donc laisser malgré tout des séquelles. Il est important de connaître ce risque médical. Celui-ci peut-être évalué à près de 10 % (9,56 %) en sachant que seules 50,53 % des complications peuvent être considérées comme sérieuses, représentant le véritable risque médical. La diminution du nombre de complications passera par l'amélioration de la prévention des troubles thrombo-emboliques ou des accidents du traitement anticoagulant.

## **2.5 Evaluation de la longévité des PTH**

Les différentes études avec un recul de plus de quinze ans que nous avons consultées donnent des résultats similaires. Pour la suite, nous allons nous baser sur l'étude de Patrice Mertl, Pierre Vives, Michel de Lestang et Emmanuel Vimont [12], intitulée *Révision à 15 ans de 59 tiges cimentées*.

49 patients porteurs de 59 prothèses avec un recul moyen de 17,5 ans (15 à 18) ont été revus. L'âge moyen au moment de l'implantation était de 59 ans (46 à 72), au moment de la révision 75 ans (62 à 84 ans). Les résultats cliniques sont : excellents pour 56 %, très bons pour 17 %, bons pour 10 %, passables pour 12 %, médiocres mauvais pour 5 %.

Les résultats au niveau de la tige sont très satisfaisants : 1 descellement, 5 liserés dont 4 sont stables et un seul évolutif. L'amincissement cortical est inchangé dans 18 % des cas et a diminué en moyenne de 27 %. Les résultats cotyloïdiens sont nettement moins bons avec 22,6 % de descellements dont 6 reprises et 47 % de liserés dont 20 % évolutifs. Les mauvais résultats cliniques sont dus aux problèmes cotyloïdiens. Les résultats radiologiques de cette tige cimentée demeurent excellents au recul de 17,5 ans.

A titre indicatif, voici les résultats de deux autres études importantes :

**Bizot, 2000** – Série de 128 PTH avec couple de frottement alumine-alumine

- Sélection des patients de moins de 40 ans
- Inclusion de 104 patients de 1978 à 1994
- Âge moyen des patients : 32,3 5,7 ans
- Taux de survie : 83,9 % à 10 ans ; 80,1 % à 15 ans
- Limites de l'études : Mode opératoire non standardisé, utilisation

de différents modèles de prothèses, mode de recueil des données et périodicité non précisés

**Sedel, 1998** – Série prospective consécutive de 401 PTH avec couple de frottement alumine-alumine

- 351 patients inclus de 1977 à 1982
- $70 \pm 4,3$  % de survie à 15 ans avec taux de 86,2 % pour les patients âgés de moins de 50 ans et 66,9 % pour les patients âgés de plus de 50 ans
- Complications : 5 décès (1 infarctus et 4 embolies pulmonaires), 24 thromboses veineuses, 3 infections précoces, 13 luxations, 6 paralysies
- Limites de l'études : Mode opératoire et mode de recueil des données non décrits, caractéristiques de la population étudiée non décrites, population non décrite

Quinze années semblent donc correspondre à la durée de vie d'une prothèse de qualité, avec à cette échéance entre 70 et 80 % de survie. La majorité des patients avec descellement aseptique ou infection de la prothèse doit subir une nouvelle intervention. Les ressources hospitalières nécessaires pour une reprise de chirurgie sont bien plus importantes que pour une intervention primaire de PTH : la durée de séjour hospitalier est plus longue, le temps opératoire et les pertes sanguines de 50 % plus importants et l'incidence des complications plus élevée. Certains auteurs estiment ainsi les coûts moyens de la reprise de chirurgie plus élevés de 1,3 fois par rapport à ceux d'une PTH primaire.

## **2.6 Coût d'une personne à mobilité fortement réduite**

Les conséquences économiques de la PTH ne peuvent donc être éludées. Une évaluation économique complète nécessiterait d'intégrer le nombre de prothèses posées par an, les conséquences de cette chirurgie en termes de durée d'hospitalisation, de prescriptions de soins kinésithérapiques, de durée de séjour en centre de rééducation, de besoins en aide ménagère, de qualité de vie post-PTH. Aucune étude de ce type n'a été réalisée en France.

Cependant, si l'on considère le coût de l'aide à domicile d'une personne dont la mobilité est fortement réduite suite à une arthrose de la hanche justifiant une PTH, on peut obtenir quelques chiffres à comparer avec le coût sur 15 ans d'entre 10 000 et 12 000 euros de la PTH sans complication et l'espérance du coût sur 15 ans (25% de reprises comprises), qui s'élève entre 15 000 et 18 000 euros environ.



Pourcentage nécessitant une aide à domicile (conjoint décédé ou peu mobile, famille proche indisponible)	30%
Nombre d'heures d'aide à domicile mensuelles nécessaire Salaire horaire	60h 15 euros
Espérance du coût mensuel par malade Espérance du coût annuel par malade Espérance du coût sur 15 ans par malade	450 euros 5400 euros 81 000 euros

## 2.7 Conclusion

Le coût direct de la chirurgie prothétique de la hanche s'avère tout de même bien inférieur à celui d'un traitement médical prolongé, d'un séjour en maison de convalescence ou d'une aide à domicile. Et ceci est encore plus manifeste lorsqu'il s'agit d'un patient encore professionnellement actif pour lequel doivent entrer en ligne de compte les indemnités d'invalidité ou de chômage. L'arthroplastie par prothèse totale est donc certainement bénéfique sur le plan économique, pour autant que l'intervention ne soit pas suivie de complications. Cette estimation ne concerne que le facteur purement financier et ne tient pas compte du facteur humain que constituent le confort et l'autonomie retrouvée.

### 3 Quelques éléments de biocompatibilité

Dans cette section, nous présentons une manipulation que nous n'avons pu réaliser que partiellement dans les laboratoires de l'Ecole Polytechnique.

#### 3.1 Une voie de recherche pour la prévention du décèlement des PTH, le rôle de la cox-2

Le décèlement des PTH est une cause majeure d'échec de l'arthroplastie de hanche, et requiert souvent une reprise de la prothèse. Un facteur important de décèlement est la réponse des tissus aux particules de la PTH libérées par usure et frottement, car elle provoque une ostéolyse autour de la prothèse. Les macrophages semblent jouer un rôle clef dans la chaîne d'événements conduisant à l'ostéolyse, car ces phénomènes paraissent résulter de la synthèse excessive de facteurs de résorption de l'os, synthèse due à l'activation des macrophages. Ces cellules phagocytent les débris de particules de polyéthylène, métal, ou ciment, et libèrent des cytokines comme l'interleukine-1 (IL-1), l'interleukine-6 (IL-6) et le TNF- $\alpha$  qui ont été identifiés comme médiateurs de la résorption osseuse. Ces facteurs semblent agir à la fois de façon autocrine et paracrine en stimulant la différenciation, la maturation et l'activation des ostéoclastes ainsi qu'en participant à la résorption locale, mais ce mécanisme n'est pas encore compris. En plus de ces facteurs, la prostaglandine E2 (PGE2) a longtemps été suspectée d'être un important médiateur de l'ostéolyse, suspicion basée sur son abondance dans les membranes péri-prothétiques d'implants ayant subis un décèlement et sur son rôle connu dans le métabolisme de l'os. Dans la synthèse de la prostaglandine, les cyclooxygénases sont les enzymes les plus limitantes du processus. Les cyclooxygénases existent sous deux formes, COX-1 et COX-2, codées par deux gènes différents. En général, COX-1 est la forme constitutive, importante pour le maintien des fonctions homéostatiques, et COX-2 est la forme inductible, induite par des stimuli comme les cytokines et semblant moduler les réponses inflammatoires. Certaines études récentes suggèrent que beaucoup d'agents régulant la prostaglandine régulent COX-2 dans le même sens et dans les mêmes proportions dans les cultures de cellules, avec peu ou pas d'effet sur COX-1.

Le but des expériences du département de chirurgie orthopédique de l'Université de Médecine de Kobe, au Japon, est d'étudier les rôles respectifs de COX-1 et COX-2 dans la résorption osseuse induite par les débris d'usure. Dans ce but, l'expression de l'ARNm de COX-1 et COX-2 a été évaluée dans des cellules humaines de macrophages mises en présence d'alliage de titane [15].

### 3.1.1 Expérimentation

On dispose de cellules humaines de monocyte U937 de l'American Type Culture Collection à  $10^6$  cellules par mL ainsi que de particules d'alliage de titane (Ti4Al6V4). Ces particules font moins de  $5 \mu\text{m}$  de diamètre, une taille compatible avec la phagocytose et l'activation des macrophages. Elles sont stérilisées et ajoutées aux monocytes aux concentrations de 0.1, 0.5 et 1 mg/mL.

**Préliminaire** L'influence possible des endotoxines est tout d'abord évaluée : dans tous les cas, les cultures ne contiennent pas plus de 10 pg/mL d'endotoxines (6.9 pg/mL pour la concentration de 1mg/mL d'alliage, moins de 5 pg/mL en l'absence d'alliage). L'ajout de 10 pg/mL d'endotoxine ne modifie ni la production de PGE2, ni l'expression de l'ARNm de COX-2. Ainsi peut-on écarter la contamination par endotoxine des explications des résultats qui vont suivre.

**Niveau de PGE2** On récolte les cultures au bout de 4, 12 et 24 heures. On les centrifuge ensuite pour enlever les débris cellulaires et particulaires, puis on les stocke à -80 degrés avant l'analyse. Les niveaux de PGE2 sont évalués avec la méthode ELISA (enzyme-linked immunosorbent assay, <http://www.uq.edu.au/vdu/ELISA.htm>).

**Isolation de l'ARN et reverse-transcriptase** Après 4 heures de culture, l'ARN des cellules est isolé. Pour chaque échantillon, environ  $1 \mu\text{g}$  d'ARNm est reverse-transcrit, en utilisant 0.5mg/mL de sites initiateurs de la reverse-transcription et 10mM de dNTP. Une PCR est ensuite réalisée. Les initiateurs utilisés sont les suivants :  
COX-1 : 5'-TGCCCAGCTCCTGGCCCGCCGCTT-3'  
COX-2 : 5'-TTCAAATGAGATTGTGGGAAAATTGCT-3'  
GADPH : 5'-CCACCCATGGCAAATTCCATGGCA-3'

Le GAPDH est utilisé à titre de contrôle. La taille attendue des produits de la PCR était de 303 paires de bases pour COX-1, 305pb pour COX-2, et 593pb pour GAPDH. Ces produits sont déposés sur du gel d'agarose ; les bandes sont visualisées grâce à du bromure d'ethidium sous UV.

**Traitement avec un inhibiteur COX-2 sélectif** Les cellules sont traitées avec un inhibiteur COX-2 sélectif, le NS-398 (Cayman Chemical, Ann Arbor, USA) aux concentrations de 0.001, 0.01, 0.1, 1, 10 M pendant 30 minutes, puis mises en contact avec des particules d'alliage à la concentration de 0.5mg/mL. Au bout de 12 heures, on mesure la concentration en PGE2.

### 3.1.2 Résultats

- Les particules d'alliage augmentent la production de PGE2 par les macrophages

La concentration de PGE2 relâchée dans le surnageant après 4, 12, 24 heures pour les différentes concentrations d'alliage est présentée en figure 1. Au bout de quatre heures, la concentration en PGE2 n'a pas évolué. Par contre, au bout de 24 heures, on observe une augmentation de 12 fois la concentration en PGE2 lorsque la concentration en alliage de 0.5mg/mL, et de 19 fois pour le cas à 1mg/mL.

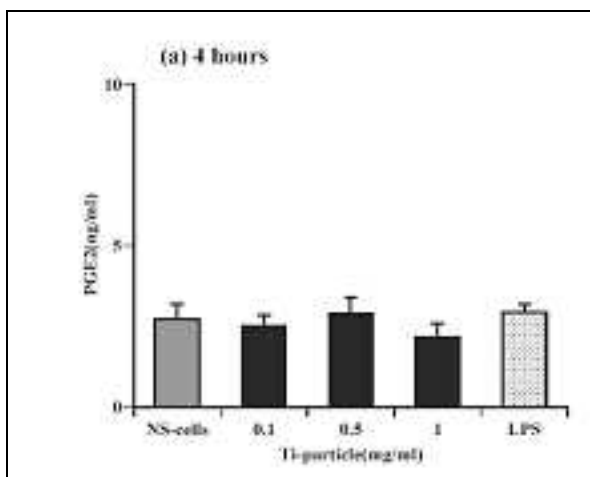


FIG. 6 – Concentration en PGE2 après 4 heures

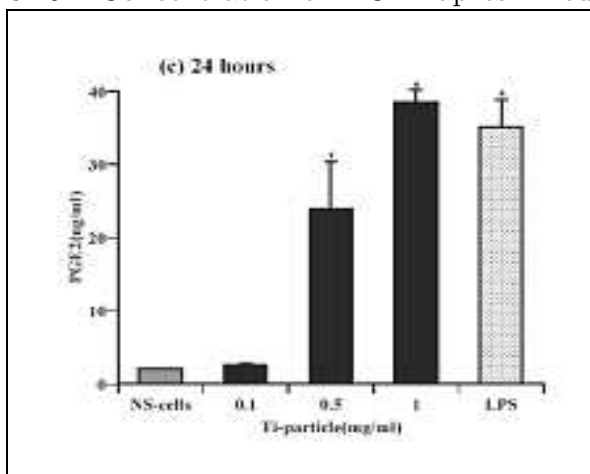


FIG. 7 – Concentration en PGE2 après 24 heures

– **Les particules d’alliage induisent une production d’ARNm de COX2 dans les macrophages**

Une PCR d’un  $\mu\text{g}$  d’ARN montre que l’ARNm de la COX1 est exprimée de façon constitutive, avec ou sans alliage. Pour ce qui est de l’ARNm de COX2, la PCR montre qu’il est régulé de façon positive par la concentration en particules d’alliage, ce qui est cohérent avec la régulation positive de PGE2 par les particules de débris.

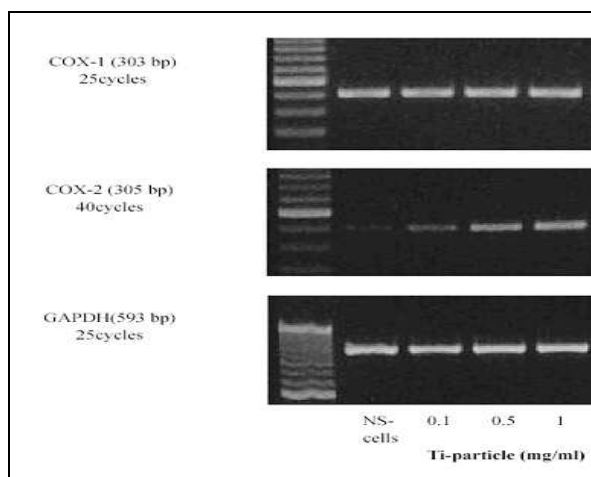


FIG. 8 – Résultats de l’électrophorèse

– **Un inhibiteur COX2-sélectif supprime le contrôle positif de la production de PGE2 par les particules d’alliage**

Pour déterminer s’il existe un lien direct entre la production de PGE2 et l’induction de COX2 par les cellules mises en contact avec les particules, on utilise l’inhibiteur COX2-sélectif NS-398. La production de PGE2 induite par les particules ( $0,5\text{mg/mL}$ ) est supprimée par NS-398 proportionnellement à la quantité d’inhibiteur introduite. Toute production de PGE2 est complètement supprimée par  $1\mu\text{M}$  de NS-398, ce qui établit un lien direct entre la régulation positive de la production de PGE2 par les particules et l’induction de COX2 (voir figure 8).

### 3.1.3 Conclusion

Cette étude a permis de déterminer l’influence de particules de titane pouvant subir la phagocytose des macrophages sur des cellules humaines de macrophages. Ces résultats montrent que les cellules humaines de macrophages

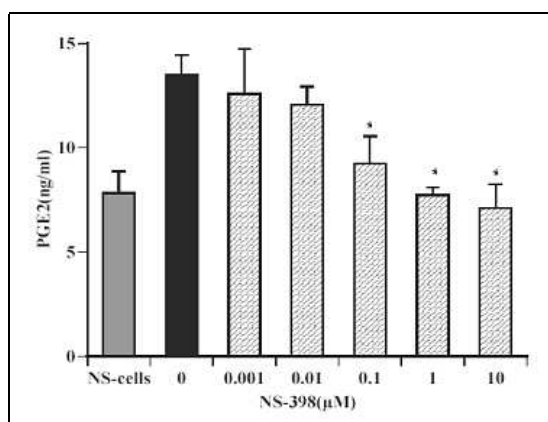


FIG. 9 – Concentration en PGE2 avec NS-398

produisent de grandes quantités de PGE2, production induite par COX2, elle-même résultant de la phagocytose des particules. PGE2 est suspecté d'être un important médiateur de l'ostéolyse périprothétique, et cette étude confirme le rôle de COX2, distinct de celui de COX1, dans la résorption osseuse. Ainsi COX2 pourrait devenir la cible thérapeutique dans la prévention de l'ostéolyse périprothétique, et l'utilisation d'agents anti-inflammatoires capables de freiner ou supprimer la synthèse de COX2 semble pouvoir être une de ces possibilités de prévention.

## 3.2 Manipulations expérimentales

La manipulation de cellules humaines n'ayant pas été possible, nous avons réalisé indépendamment les différentes manipulations décrites ci-dessus, dans le cadre des Modex (Modules Expérimentaux) de Biologie.

### 3.2.1 PCR

Voir l'annexe C.

### 3.2.2 Electrophorèse

Voir l'annexe C.

## 4 Modélisation des contraintes dans une hanche

Le but de cette section est de déterminer le lieu où les contraintes sont les plus importantes dans la hanche avec et sans prothèse, et de déterminer ainsi les risques de ruptures.

L'informatique peut ici se mettre au service de la médecine, la modélisation tout particulièrement. Cela consiste à modéliser numériquement un ou plusieurs objets et leur interactions, ici l'os du fémur et la prothèse. Notre but dans cette partie était d'étudier numériquement les contraintes qui agissent à l'intérieur de l'os.

Pour cela, nous avons décidé d'appliquer la méthode des éléments finis qui consiste à simplifier un problème insoluble de résolution de contraintes continues sur un objet complexe en un problème discret sur des petits éléments simples. Nous avons décidé de travailler sur des tétraèdres, nous avons donc séparé le travail en deux parties : tout d'abord le maillage qui consiste à modéliser numériquement l'os et la prothèse en un assemblage de petits tétraèdres, et la résolution mécanique du problème des contraintes.

### 4.1 Simulation informatique : le maillage

#### 4.1.1 Recherche d'une solution

Le problème du maillage est un problème qui a été résolu de nombreuses manières, et il existe des logiciels libres ou non qui maillent automatiquement un solide. Parmi ceux-ci nous nous sommes intéressés à plusieurs.

- Un des plus connus est FemLab, où FEM veut dire Finite Element Method. Il s'agit d'un ensemble de fonctions et d'interfaces pour MatLab permettant de faire du maillage à partir de n'importe quel support. Les différentes présentations de FemLab nous ont paru très intéressantes, hélas ce logiciel est payant.
- Nous nous sommes ensuite penchés vers FreeFEM, un logiciel développé par l'INRIA. Ce logiciel assez complet permet toute la résolution du maillage et de la résolution des contraintes. Pour le maillage il utilise la triangulation de Delaunay-Voronoi qui permet un raffinement du maillage (plus de tétraèdres là où l'on veut être plus précis, par exemple là où les contraintes varient beaucoup). Mais la méthode d'acquisition des données nous a semblé compliquée.
- Ce logiciel faisait partie d'un projet plus important : le projet GAMMA (Génération Automatique de Maillages et Méthodes d'Adaptation, [8]). Cette génération automatique se fait sans utiliser, la plupart du temps,

la topologie particulière. Dans notre cas, nous avons à mailler deux objets assez simple et particuliers, et comme par ailleurs nous étions assez partisans de créer nous-mêmes notre propre algorithme, nous nous sommes lancés dans l’aventure.

#### 4.1.2 Premier essai

Pour modéliser le fémur, nous partions de scanners de coupe du fémur. Plus précisément, Mme Ho Ba Tho nous a fourni un ensemble de points. Ces points constituaient 29 coupes du fémur et sur chaque coupe une trentaine de points formait un polygone qui approchait la forme de la coupe réelle. Nous avons donc décidé de travailler en parallèle sur la création des points intérieurs et la définition des tétraèdres.

Pour créer les points intérieurs à partir des points des coupes du fémur, notre méthode est la suivante : on place aléatoirement des points dans le fémur, puis on les répartit en introduisant une "force répulsive" entre ces points, et en faisant tourner plusieurs fois un algorithme qui déplace chaque point en prenant en compte son voisinage de points répulsifs.

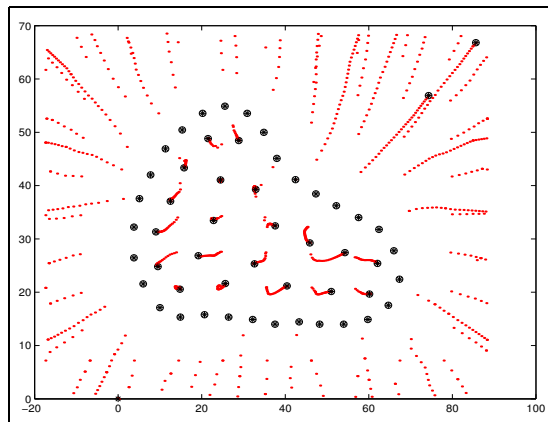


FIG. 10 – Répulsion des points internes potentiels par les points du contour

Une fois les points correctement placés, il suffit alors de mailler. A la main, il est très facile de mailler sur des petits exemples et nous avons essayé d’automatiser cette approche intuitive pour finir le maillage. Voici la méthode :

- Tout d’abord on trouve une facette, c’est-à-dire 3 points qui forment un triangle, qui va être "correcte" c’est-à-dire une des faces d’un maillage cohérent (où aucun tétraèdre ne se recoupe).
- Puis on trouve le point le plus adapté pour former avec ce triangle un



tétraèdre le plus régulier possible sans mettre en danger la cohérence du maillage déjà défini.

- Enfin on recommence récursivement la procédure avec chaque face du tétraèdre ainsi formé.
- On s’arrête s’il n’y a pas de point suffisamment proche pour former un tétraèdre admissible (on est alors sur un bord).

Le maillage ainsi construit ne dépend que des points initiaux, il valide donc le raffinement proposé grâce à la densité de points.

Mais nous avons dû admettre, après avoir implémenté cet algorithme, que bien que les résultats sur un petit nombre de points soient excellents, lorsque l’on passe aux points d’une prothèse complète, les temps de calculs deviennent gigantesques (une dizaine d’heures), et la cohérence du maillage n’est plus respectée.

Suite à cet échec, nous avons vu ce que nous devons modifier pour améliorer l’algorithme, mais les temps de calcul auraient été encore plus grands, et par ailleurs nous n’utilisons toujours pas la topologie de notre unique problème.

### 4.1.3 Un maillage très simple

L’idée que nous avons eue ensuite a été de simplifier l’étape du choix des tétraèdres au dépend de la création des points intérieurs. En effet, la prothèse comme le fémur sont des objets ressemblant à des cylindres déformés. Le maillage que nous avons donc créé un cylindre et déplacés ensuite les points pour qu’ils s’ajustent aux points réels des scanners ou des radios.

**Maillage d’un cylindre** : Le maillage d’un cylindre le plus simple possible est un maillage en camembert à six parts : chaque portion de camembert est maillée par trois tétraèdres. Ce qui fait en tout dix-huit tétraèdres. Pour raffiner un peu, on peut empiler plusieurs de ces camemberts pour en faire un cylindre plus haut.

Pour raffiner le long du rayon, nous avons procédé par ”pelures” : autour du premier cylindre on maille une deuxième couronne construite toujours à l’aide de prismes à base triangulaire (les parts de camembert). Pour cela nous avons choisi de créer la deuxième couronne avec douze points, puis une troisième à dix-huits points et ainsi de suite.

**Amélioration du cylindre** : pour pouvoir raffiner seulement en certains endroits, surtout en certaines tranches, nous avons modifié notre algorithme pour qu’il puisse créer des tranches obliques avec par exemple  $n$  pelures en haut et  $n + 1$  en bas.

**Déformation du cylindre** : cette étape qui est maintenant cruciale a été traité différemment selon la source des données : radios ou scanners,

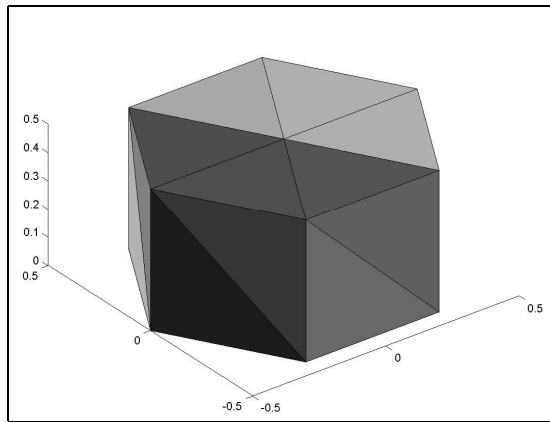


FIG. 11 – Maillage d'un cylindre sans raffinement

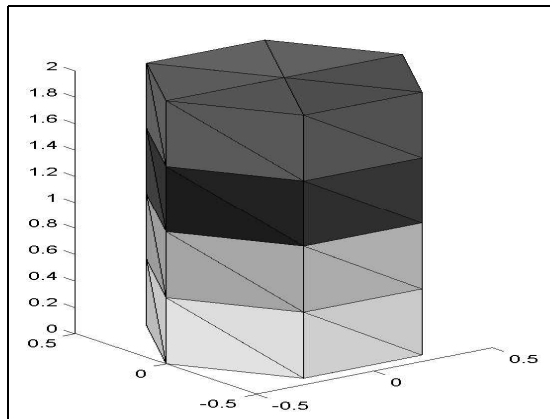


FIG. 12 – Maillage d'un cylindre avec un raffinement horizontal

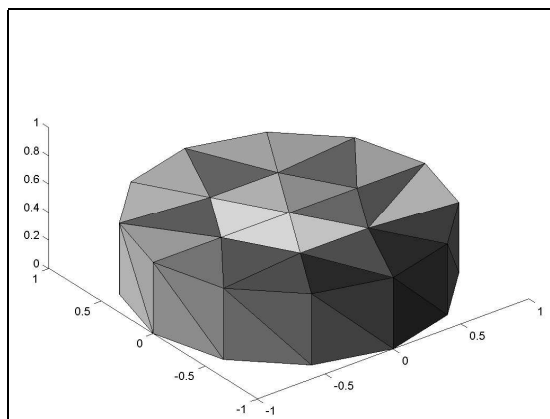


FIG. 13 – Maillage d'un cylindre avec un raffinement radial

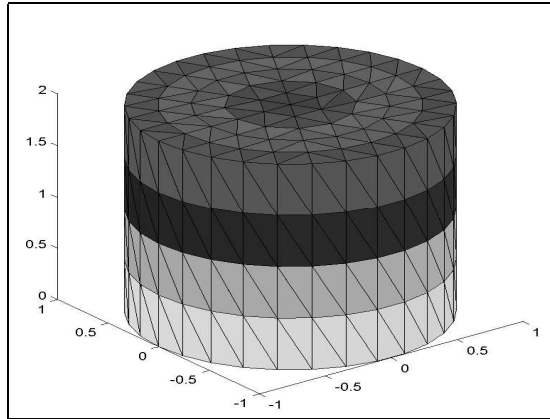


FIG. 14 – Cylindre modélisé avec quatre étages et cinq pelures

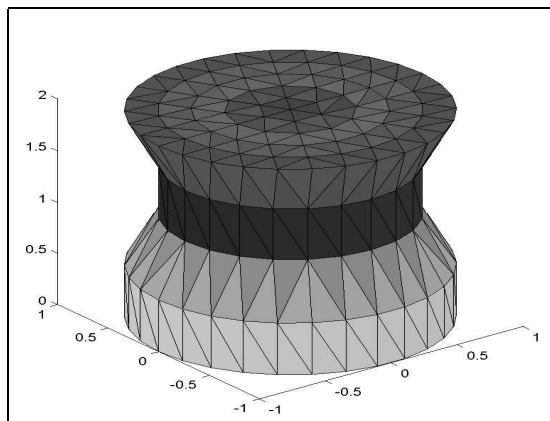


FIG. 15 – Maillage d'un cylindre avec nombre de pelures variable

comme nous allons le voir dans les paragraphes suivants.

#### 4.1.4 A partir des radios : le maillage de la prothèse

Nous avons pu récupérer auprès de personnes âgées de notre entourage des radiographies de face et de profil avant et après leur opération de prothèse totale de hanche. Des radiographies ne représentent que des projections des objets à modéliser et ne peuvent être utilisées que pour des objets réguliers. Nous nous sommes servis de radios pour modéliser la prothèse.

**Seuillage** : à partir des radiographies numérisées sur un négatoscope, nous avons seuillé puis affiné le contour précis des images de la prothèse grâce à un logiciel de retouche de dessin (The Gimp). Sur chaque image, tout ce qui fait partie de la prothèse est blanc, le reste est noir.

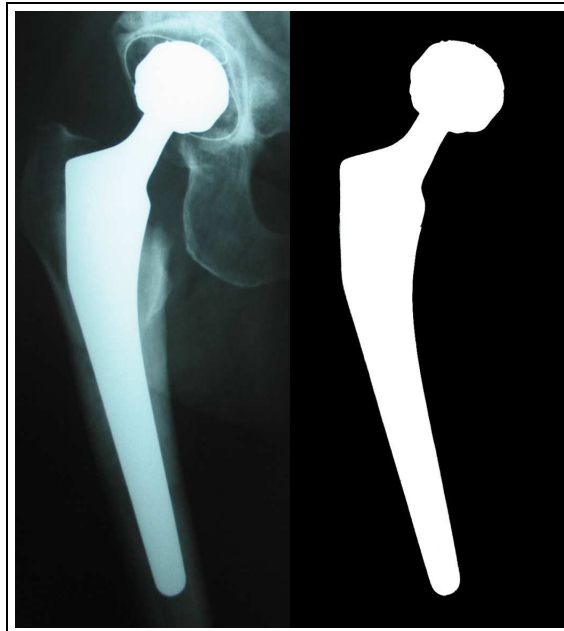


FIG. 16 – Seuillage des documents radiographiques

**Ajustement des deux projections** : les deux radios (face et profil) de la prothèse n'ont pas été faites perpendiculairement, il a donc fallu remettre les deux radios à la même échelle (grâce au rayon de la tête de la prothèse qui est le même peu importe la projection) puis tourner la radio de face pour la faire correspondre à une vue perpendiculaire à celle de profil (en ajustant la hauteur apparente de la prothèse).

**Création des points** : Si l'on effectue des coupes par des plans judicieusement choisis, les figures de coupes sont en fait des ellipses. Pour obtenir

des points corrects pour divers plans de coupe grâce aux deux images seuillées, nous avons récupéré les coordonnées du centre de chaque ellipse et leurs rayons. Il ne reste ensuite plus qu'à créer des points réguliers, pour approximer des ellipses concentriques tout en respectant le principe des pelures.

**Raffinement** : Pour raffiner ce modèle de prothèse, nous avons choisi des plans de coupe non parallèles, notamment vers le haut de la prothèse. Nous avons aussi réduit le nombre de pelures au niveau de l'étranglement avant la tête. Visuellement, le résultat obtenu correspond parfaitement à une prothèse et, par ailleurs, ses projections de face et de profil sont exactement celles des radios.

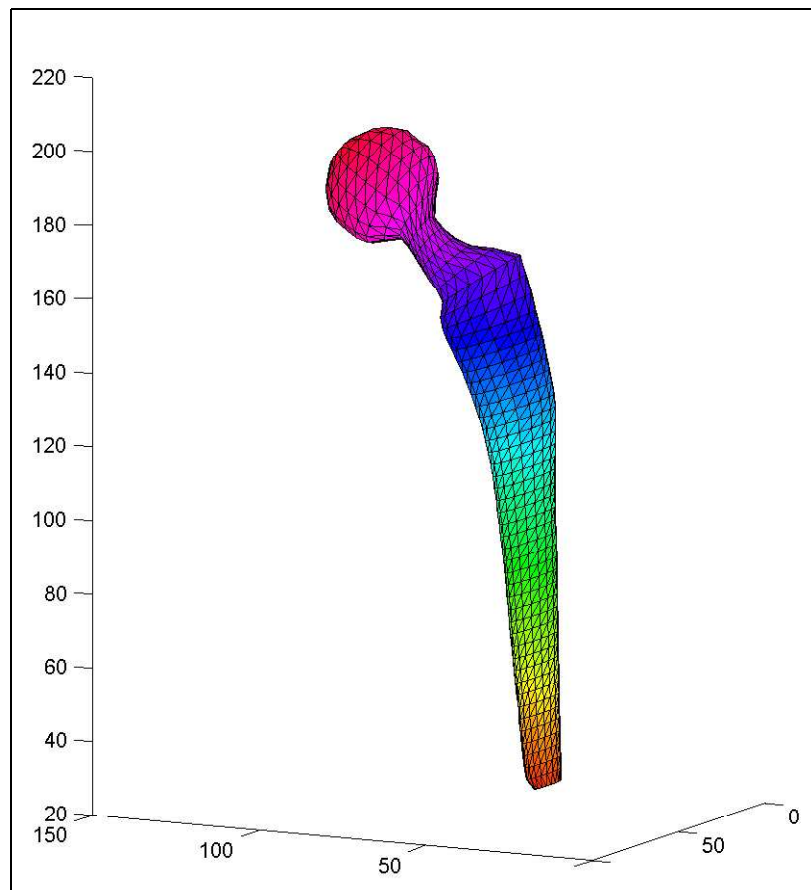


FIG. 17 – Maillage d'une prothèse de hanche

#### 4.1.5 A partir de coupes scanners : le maillage de l'os

Les coupes scanners permettent une description beaucoup plus précise de l'objet à modéliser, notamment pour des objets complexes comme l'os du fémur. Nous avons récupéré des coupes scanners par Mme Ho Ba Tho.

**Seuillage** : Comme pour l'étude des radios, il faut commencer par seuiller ce qui est dans l'os et ce qui est en-dehors. Un détail en plus toutefois : l'os est composé de deux matériaux principaux, l'os dur et l'os mou. Il faut donc bien séparer ces deux matériaux dès le seuillage.

**Discretisation du contour** : Pour utiliser les coupes, le plus important est le contour. Par ailleurs, comme nous avons décidé de discrétiser le problème, il faut transformer le contour continu en un polygone. Pour faire ceci, nous avons construit un algorithme qui, à partir d'une taille donnée, sélectionne des points sur le contour, créant un polygone dont tous les côtés ont cette taille. Le premier point est choisi dans une direction donnée puis chaque point est trouvé à partir du précédent en cherchant l'intersection du contour avec le cercle de centre ce point et de rayon la taille de référence.

Même si cet algorithme fonctionnait très correctement, nous ne l'avons finalement pas utilisé dans notre résultat final, puisque nous n'avons pas pu récupérer toutes les coupes du fémur, alors que Mme Ho Ba Tho nous a procuré les points des contours déjà discrétisés.

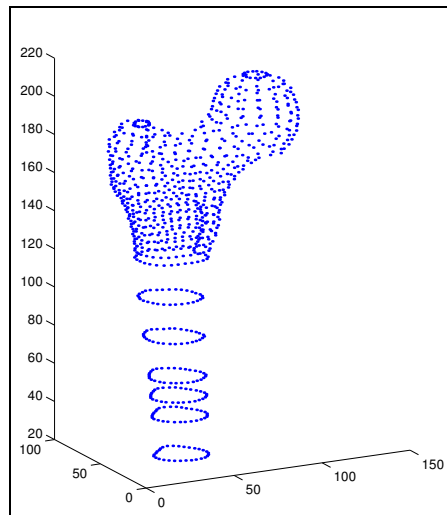


FIG. 18 – Discretisation du contour d'un fémur

**Construction des points** Il peut sembler *a priori* assez évident de créer des pelures internes à partir d'un contour. Une simple homothétie vers

le centre avec un réajustement du nombre de points pour en avoir  $6 \times n$  sur la  $n^{\text{ième}}$  pelure pourrait permettre d'y parvenir.

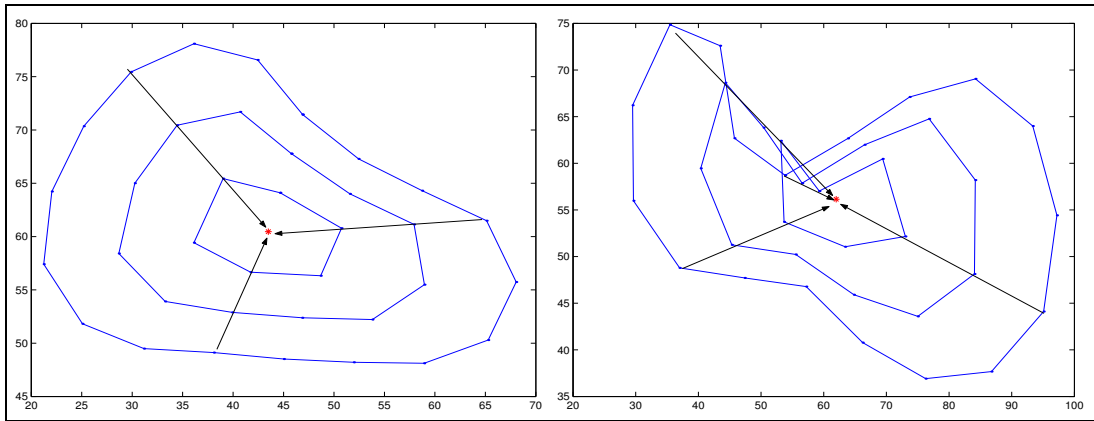


FIG. 19 – Création des points par homothétie : exemple et limites

Mais malheureusement les ”étages” que constituent les coupes du fémur ne sont pas convexes (ou du moins étoilés depuis le centre) comme le montre le deuxième exemple de la figure 19.

Nous avons donc dû implémenter un algorithme plus puissant qui crée les points des pelures internes depuis l’extérieur dans la direction de la normale à la paroi (figure 20).

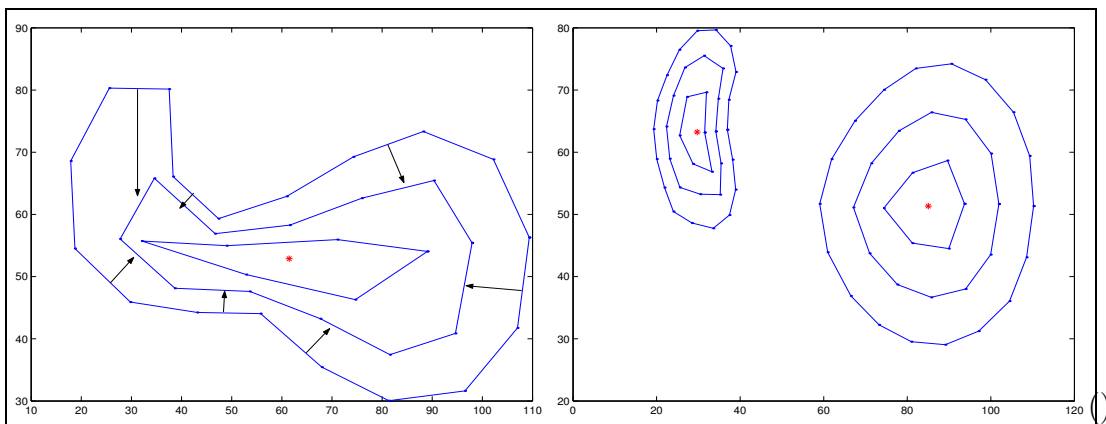


FIG. 20 – Création correcte des points internes des étages

Malheureusement, malgré les très bons résultats de ce programme, un problème majeur persiste. En effet au niveau du trochanter nous passons brutalement d’un étage à une composante connexe à un étage qui

en à deux (cf figure 20). Et notre programme de création de tétraèdres qui interpole entre deux étages de même topologie est alors impuissant ! Faire le maillage à la main relève de la folie. Il faut donc trouver un stratagème pour résoudre ce problème de concavité et de non-connexité des étages : puisque l'os se sépare en deux (trochanter et tête du fémur) coupons-le en deux morceaux de configuration simple, maillons ces morceaux et recollons-les ! Cette méthode nous permet enfin de pouvoir mailler intégralement notre fémur (figure 21).

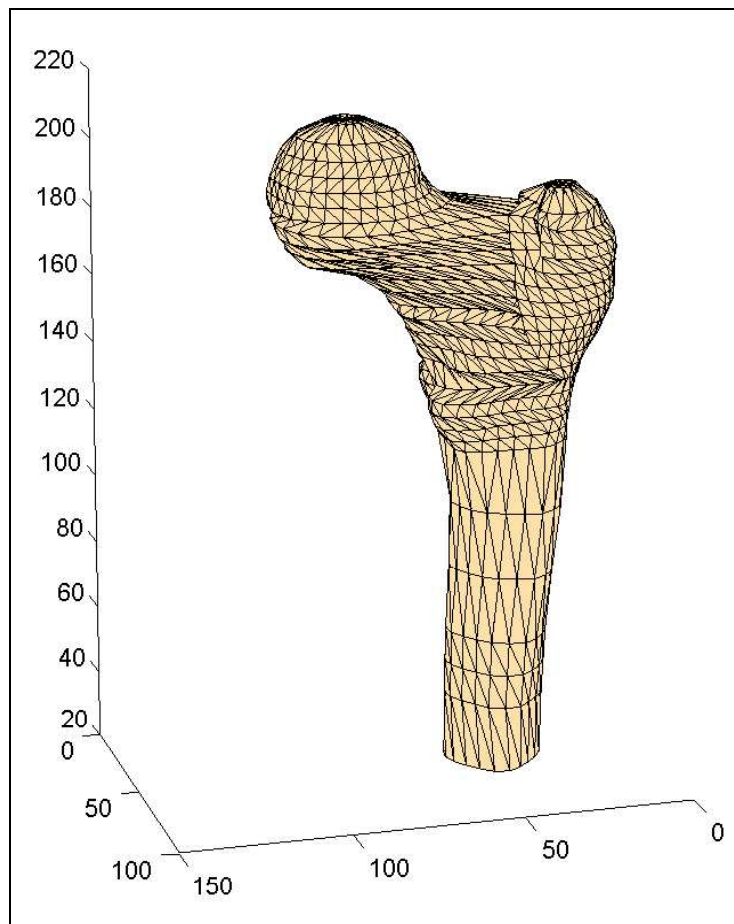


FIG. 21 – Maillage complet du fémur

#### 4.1.6 Réunion des maillages

Nous avons donc jusque là maillé entièrement séparément le fémur et la prothèse, mais le but final est bien entendu de modéliser l'ensemble prothèse-hanche pour pouvoir appliquer les contraintes et regarder où le risque de



rupture est le plus grand. Pour faire cela, on ne peut pas directement utiliser les deux maillages précédents puisque il faudrait d'abord creuser le fémur pour que la prothèse s'y ajuste parfaitement. Par ailleurs le maillage intérieur du fémur qui était libre doit maintenant être contraint par la forme de la prothèse.

**Pose virtuelle de la prothèse :** Nous avons commencé par ajuster virtuellement la prothèse à l'intérieur du fémur. Pour cela nous avons travaillé comme les médecins sur des coupes de profil et de face. Notre avantage sur le travail du médecin est que nous pouvons rapidement faire des coupes dans tous les sens. Pour ajuster la prothèse nous nous sommes inspirés de la photo où le médecin cherche la meilleure prothèse grâce à des calques. Après un redimensionnement homothétique, obligatoire puisque nos différentes sources n'avaient pas les mêmes échelles nous avons placé la prothèse, à l'œil, par translations et rotations successives.

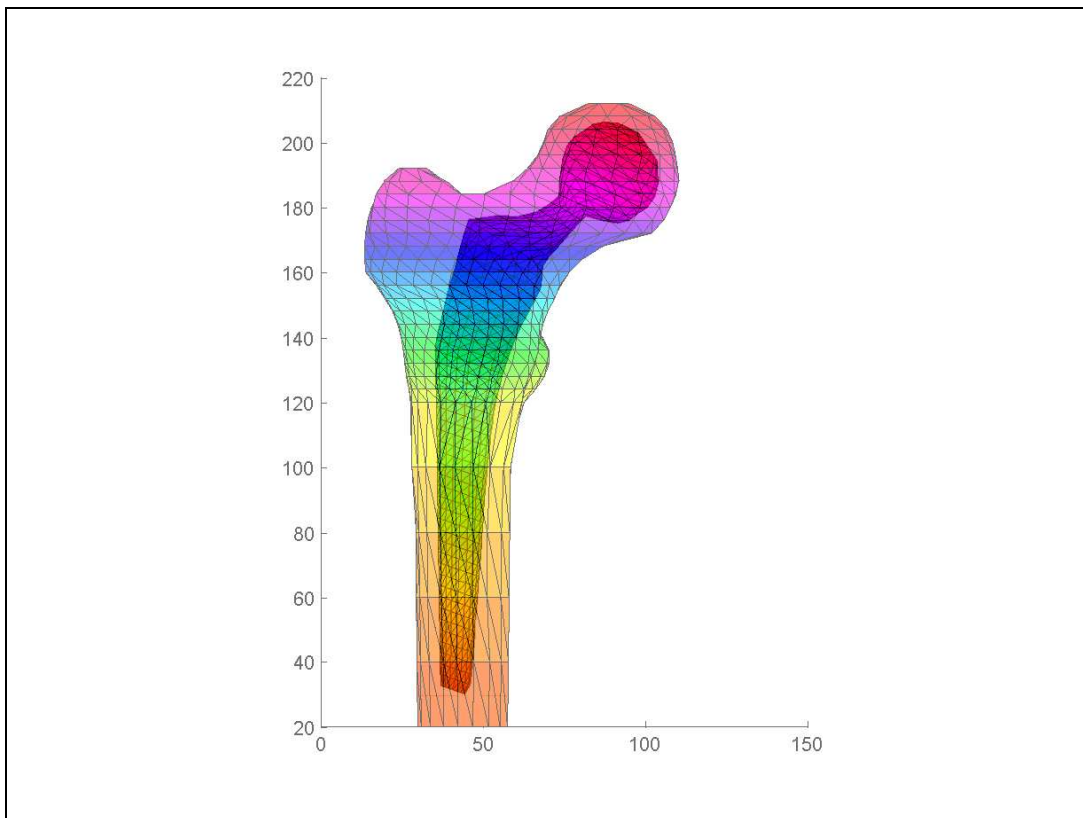


FIG. 22 – Ajustement de la prothèse virtuelle

**Maillage croisé** : Nous avons donc repris l'idée du maillage en cylindre, mais cette fois-ci en forçant les deux premières pelures à s'ajuster sur la forme de la prothèse. Ainsi dans l'ensemble de tétraèdres formés, il est aisé de distinguer la partie prothèse (les deux pelures intérieures) de la partie os dur (la partie os mou est complètement remplacée par le métal).

**Découpage du premier maillage de la prothèse** : Après les diverses rotations, le maillage de la prothèse n'est plus du tout parallèle à celui du fémur. Pour créer les deux pelures intérieures du nouveau maillage, nous avons fait des coupes (selon les plans des "étages" de l'os) de notre maillage. Nous l'avons fait très précis dans cette optique.

**Création des points internes de l'étage** : Cette procédure est assez complexe : il faut tout d'abord couper l'étage en deux pour contrer les problèmes mentionnés en 4.1.5, puis créer selon le raffinement désiré les pelures autour de la section de la prothèse (en noir sur la figure 23) dans la partie de la tête du fémur (en bleu). Ensuite dans la partie du trochanter (en rouge) on crée les points internes par homothétie puisque cette partie est convexe.

Itéré sur chaque étage, cet algorithme nous donne tous les points du maillages.

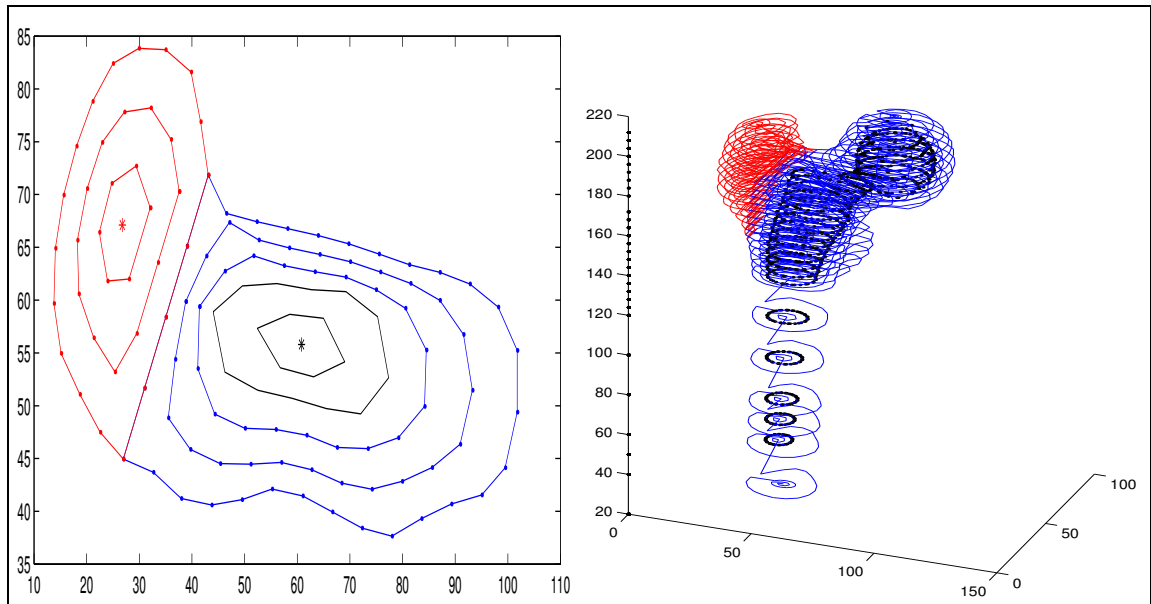


FIG. 23 – À gauche : Création des points internes d'un étage avec prothèse. À droite : Ensemble final des sommets des futurs tétraèdres.

**Coupe** : Lorsque le maillage croisé est terminé, nous avons un ensemble de tétraèdres dont nous pouvons définir facilement lesquels appartiennent à la prothèse et lesquels appartiennent à l'os. Pour terminer, nous avons "découpé" la tête du fémur en ne laissant dépasser que la prothèse. Pour cela nous avons éliminé tous les tétraèdres dont au moins un des sommets était au dessus du plan de coupe. Comme les contraintes appliquées au niveau de la coupe sont faibles, nous avons décidé de ne pas affiner cette coupe.

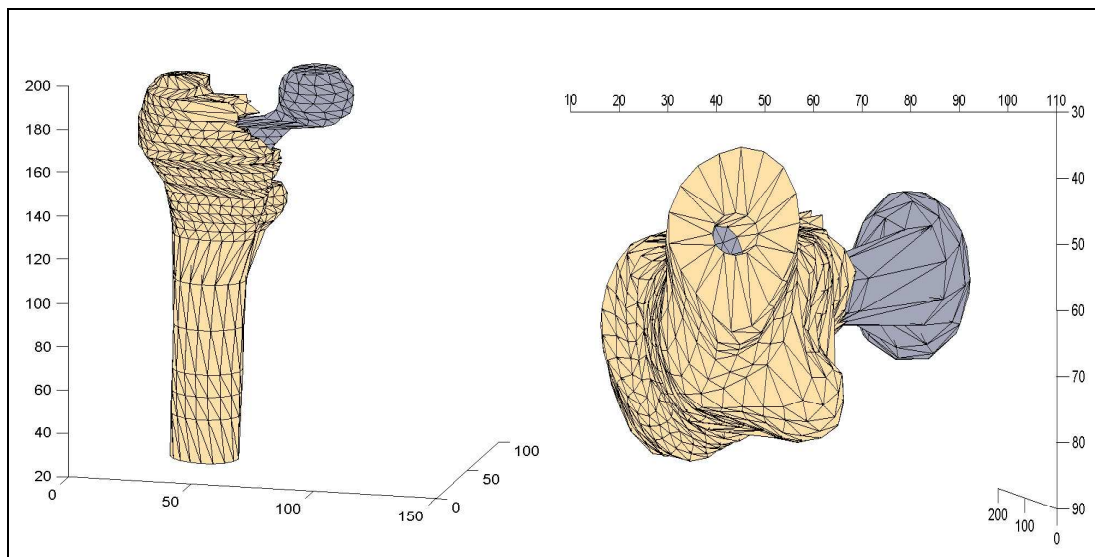


FIG. 24 – Maillage total avec prothèse. Vue antérieure et inférieure

## 4.2 Contraintes mécaniques

On va résoudre le problème par la méthode des éléments finis (FEM : Finite Element Method). Cette méthode permet de discrétiser le problème du fémur et de la prothèse et d'utiliser la puissance de l'informatique pour venir à bout d'un cas complexe, qu'il serait utopique de vouloir résoudre entièrement. On traitera le problème avec des tétraèdres dans lesquels le matériau est isotrope de module d'Young  $E$  et de facteur de Poisson  $\nu$ . Cela va considérablement simplifier le problème.

On se placera bien-sûr dans le cadre de l'hypothèse des petites perturbations (HPP) et on utilisera un repère global  $(xyz)$ .

Dans cette section, les notations sont les même que celles employées par J.Salénçon dans son cours de " Mécanique des milieux continus " [14].

### 4.2.1 Définition du problème

On analyse un problème sur  $\Omega$  régi par les conditions aux limites générales sur  $\partial\Omega$  :

$$(1) \quad \sigma_{ij}n_j = T_i^d \text{ sur } S_{T_i}$$

$$(2) \quad \xi_i = \xi_i^d \text{ sur } S_{\xi_i}$$

sans efforts volumiques extérieurs et sans surface de discontinuité, par souci de simplification. Pour que notre champ soit cinématiquement admissible, il faut donc que les déplacements soient continus pour chaque noeud et qu'on puisse imposer qu'il soit nul pour certains noeuds et certaines directions.

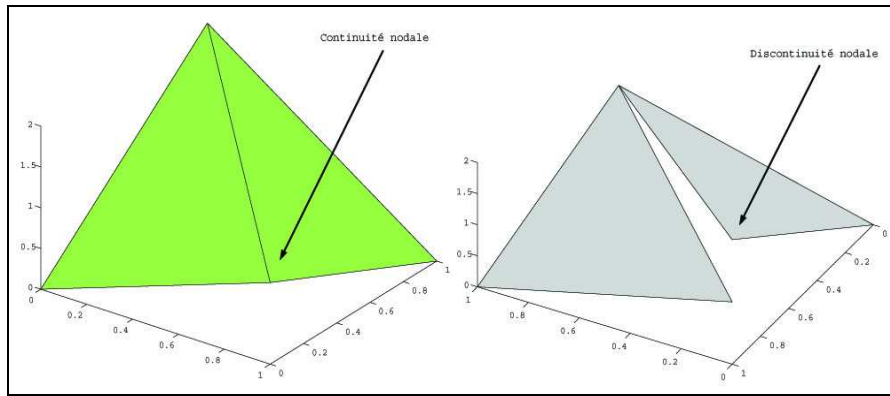


FIG. 25 – Exemple et contre-exemple d'une fonction  $\underline{\xi}$  admissible

#### – Champs cinématiquement admissibles et principe des puissances virtuelles

Soit  $\underline{\xi} \in \mathcal{C}(S_{\xi_i}, \xi_i^d)$  un champ de déplacement cinématiquement admissible, c'est-à-dire qui satisfait (2) et est continu, continuellement différentiable par morceaux.

Soit  $\hat{\underline{U}}$  cinématiquement admissible et tel que :

$$\hat{\underline{U}}_i = 0 \text{ sur } S_{\xi_i}$$

On remarque que  $\hat{\underline{U}}$  appartient au sous-espace de l'espace plus général des vitesses virtuelles. En utilisant la notation introduite on dira dans la suite que  $\hat{\underline{U}} \in \mathcal{C}(S_{\xi_i}, 0)$ . On peut montrer qu'il est possible de choisir parmi les  $\underline{\xi}$  cinématiquement admissibles LE champ solution du problème posé qui engendre des contraintes statiquement admissibles, soit :

$$(4) \quad \sigma_{ij}n_j = T_i^d \text{ sur } S_{T_i}$$

$$(5) \quad \text{div}(\underline{\sigma}) = 0 \text{ sur } \Omega$$

ce qui est équivalent à imposer :

$$(6) \quad \int_{\Omega} \underline{\sigma} : \hat{\underline{d}} \, d\Omega = \int_{S_{T_i}} T_i^d \hat{U}_i \, da \quad \forall \hat{U} \in \mathcal{C}(S_{\xi_i}, 0)$$

Cela se démontre en utilisant l'égalité suivante :

$$\begin{aligned} \int_{\Omega} \underline{\sigma} : \hat{\underline{d}} \, d\Omega &= \int_{\Omega} \sigma_{ij} \frac{\partial \hat{U}_i}{\partial x_j} \, d\Omega \\ &= \int_{\Omega} \text{div} \left( \sigma_{ij} \hat{U}_i - \frac{\partial \sigma_{ij}}{\partial x_j} \hat{U}_i \right) \, d\Omega \\ &= \int_{S_{T_i}} T_i^d \hat{U}_i \, da - \int_{\Omega} \text{div}(\underline{\sigma}) \cdot \hat{U} \, d\Omega \\ &= \int_{S_{T_i}} T_i^d \hat{U}_i \, da \end{aligned}$$

Voir pour ce point [14], tome I, p.206.

#### – Méthode des déplacements et principe des puissances virtuelles

Dans la méthode des déplacements classiques, on choisit un champ cinématiquement admissible ([14], tome II, p.197) qui, en général, dépend d'un jeu de  $h$  paramètres  $P_k$ ,  $k = 1, \dots, h$ . On désigne avec  $\mathcal{C}^h$  l'espace (de dimension  $h$ ) des fonctions engendrées par la variation des paramètres. On a donc  $\underline{\xi} \in \mathcal{C}^h(S_{\xi_i}, \xi_i^d)$ . On essaie de satisfaire (4) et (5), ce qui, sauf dans des cas très particuliers, est une tâche très difficile, voire impossible. Malheureusement, si  $\mathcal{C}^h$  ne contient pas la solution, on ne peut rien faire ; la seule possibilité est d'essayer avec un autre espace de fonctions. La méthode des déplacements variationnelle nous permet d'obtenir malgré tout une information. D'abord, par cohérence, on choisit  $\hat{U}$  dans l'espace  $\mathcal{C}_0^h$ , défini par l'ensemble des fonction de  $\mathcal{C}^h(S_{\xi_i}, 0)$  vérifiant

$$(7) \quad \int_{\Omega} \underline{\sigma} : \hat{\underline{d}} \, d\Omega = \int_{S_{T_i}} T_i^d \hat{U}_i \, da$$

La solution de (7) nous donne la "meilleure" fonction dans  $\mathcal{C}^h$ , qu'on appelle solution approchée (s.a.). Le mot "meilleure" doit être mieux spécifié. Par exemple, si le comportement est élastique, "meilleure" veut dire que la fonctionnelle énergie potentielle associée à s.a. est minimale dans  $\mathcal{C}^h$  ([14], tome II, p.207). En général, s.a. correspond à la solution exacte d'une structure fictive dont les déplacements possibles sont seulement ceux contenus dans  $\mathcal{C}^h$ .

### 4.2.2 Résolution du problème

Le but de cette partie est de résoudre l'équation (7).

#### – Élément tétraédrique à 4 nœuds T4

Dans cette section, on analyse de plus près un élément tétraédrique T4. L'élément T4 est défini par les quatre nœuds :  $n_1 = (x_1, y_1, z_1)$ ,  $n_2 = (x_2, y_2, z_2)$ ,  $n_3 = (x_3, y_3, z_3)$ ,  $n_4 = (x_4, y_4, z_4)$ . Sur l'élément, on introduit un système de coordonnées obliques, dites coordonnées de volume :  $\eta_1, \eta_2, \eta_3, \eta_4$  avec :

$$\eta_1 = V_1/V, \eta_2 = V_2/V, \eta_3 = V_3/V, \eta_4 = V_4/V, \eta_1 + \eta_2 + \eta_3 + \eta_4 = 1$$

avec  $V_i$  volume du tétraèdre de base la face opposée au nœud  $n_i$ . On aura bien fait attention, au cours du maillage (partie informatique), à ce que tous les tétraèdres aient la même orientation (le déterminant sera toujours positif). Le vecteur position est lié au vecteur des  $\eta_i$  par la matrice  $A$  :

$$\begin{pmatrix} 1 \\ x \\ y \\ z \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} 1 & 1 & 1 & 1 \\ x_1 & x_2 & x_3 & x_4 \\ y_1 & y_2 & y_3 & y_4 \\ z_1 & z_2 & z_3 & z_4 \end{pmatrix} \cdot \begin{pmatrix} \eta_1 \\ \eta_2 \\ \eta_3 \\ \eta_4 \end{pmatrix}$$

$$\begin{pmatrix} \eta_1 \\ \eta_2 \\ \eta_3 \\ \eta_4 \end{pmatrix} = A^{-1} \cdot \begin{pmatrix} 1 \\ x \\ y \\ z \end{pmatrix}$$

La matrice  $A^{-1}$  est aisément calculable, avec Maple par exemple, mais son expression est difficilement reproductible ici ! On introduit les  $q_{n_i}^x$  comme le déplacement selon la direction  $x$  du nœud  $n_i$ , et de même pour les directions  $y$  et  $z$ . Toute fonction affine sur T4 peut être représentée aisément à l'aide des coordonnées de volume et des valeurs nodales, par exemple la composante de déplacement  $\xi_x$  comme une fonction affine qui dépend des valeurs nodales  $q_{n_1}^x, q_{n_2}^x, q_{n_3}^x, q_{n_4}^x$  :

$$\xi_x = \eta_1(\underline{x}) \cdot q_{n_1}^x + \eta_2(\underline{x}) \cdot q_{n_2}^x + \eta_3(\underline{x}) \cdot q_{n_3}^x + \eta_4(\underline{x}) \cdot q_{n_4}^x$$

#### – Les puissances virtuelles intérieures

Le but de cette partie est d'exprimer  $\int_{\Omega} \underline{\sigma} : \hat{\underline{d}}$  sous forme de produit matriciel. Introduisons des listes pour les composantes des vecteurs  $x_i$

et  $\hat{U}$ , des tenseurs de déformation linéarisé  $\underline{\underline{\epsilon}}$ , de contraintes  $\underline{\underline{\sigma}}$ , de taux de déformation  $\underline{\underline{\hat{d}}}$  et des déplacements et vitesses virtuelles nodales :

$$\begin{aligned}
\{\xi(\underline{x})\} &= \{\xi_x \ \xi_y \ \xi_z\} \\
\{\hat{U}(\underline{x})\} &= \{\hat{U}_x \ \hat{U}_y \ \hat{U}_z\} \\
\{\underline{\underline{\epsilon}}(\underline{x})\} &= \{\epsilon_{xx} \ \epsilon_{yy} \ \epsilon_{zz} \ 2\epsilon_{xy} \ 2\epsilon_{xz} \ 2\epsilon_{yz}\} \\
\{\underline{\underline{\sigma}}(\underline{x})\} &= \{\sigma_{xx} \ \sigma_{yy} \ \sigma_{zz} \ \sigma_{xy} \ \sigma_{xz} \ \sigma_{yz}\} \\
\{\underline{\underline{\hat{d}}}(\underline{x})\} &= \{\hat{d}_{xx} \ \hat{d}_{yy} \ \hat{d}_{zz} \ 2\hat{d}_{xy} \ 2\hat{d}_{xz} \ 2\hat{d}_{yz}\} \\
\text{avec } \underline{\underline{\sigma}} : \underline{\underline{\hat{d}}} &= \{\underline{\underline{\sigma}}\} \cdot \{\underline{\underline{\hat{d}}}\} \\
\{q^{el}\} &= \{q_{n_1}^x \ q_{n_1}^y \ q_{n_1}^z \ q_{n_2}^x \ \dots \ q_{n_3}^z\} \\
\{\hat{q}^{el}\} &= \{\hat{q}_{n_1}^x \ \hat{q}_{n_1}^y \ \hat{q}_{n_1}^z \ \hat{q}_{n_2}^x \ \dots \ \hat{q}_{n_3}^z\}
\end{aligned}$$

Le champ des déplacements s'exprime donc sous forme matricielle :

$$\{\xi(\underline{x})\} = [N(\underline{x})] \cdot \{q^{el}\}$$

avec  $[N(\underline{x})]$  *matrice des fonctions de forme locales* définie comme suit :

$$[N] = \begin{pmatrix} \eta_1 & 0 & 0 & \eta_2 & 0 & 0 & \eta_3 & 0 & 0 \\ 0 & \eta_1 & 0 & 0 & \eta_2 & 0 & 0 & \eta_3 & 0 \\ 0 & 0 & \eta_1 & 0 & 0 & \eta_2 & 0 & 0 & \eta_3 \end{pmatrix}$$

Pour le champs  $\hat{U}$ , on a de façon similaire :

$$\{\hat{U}(\underline{x})\} = [N(\underline{x})] \cdot \{\hat{q}^{el}\}$$

Par différenciation du champ de déplacement (ie en utilisant  $\underline{\underline{\epsilon}} = 1/2(\underline{\underline{grad}}(\underline{\xi}) + {}^t\underline{\underline{grad}}(\underline{\xi}))$ ), on obtient les composantes du tenseur  $\underline{\underline{\epsilon}}$  :

$$\{\underline{\underline{\epsilon}}(\underline{x})\} = [B(\underline{x})] \cdot \{q^{el}\}$$

avec  $[B(\underline{x})]$  calculée à partir de  $A^{-1}$  :

$$[B] = \begin{pmatrix} \frac{\partial \eta_1}{\partial x} & 0 & 0 & \frac{\partial \eta_2}{\partial x} & 0 & 0 & \frac{\partial \eta_3}{\partial x} & 0 & 0 \\ 0 & \frac{\partial \eta_1}{\partial y} & 0 & 0 & \frac{\partial \eta_2}{\partial y} & 0 & 0 & \frac{\partial \eta_3}{\partial y} & 0 \\ 0 & 0 & \frac{\partial \eta_1}{\partial z} & 0 & 0 & \frac{\partial \eta_2}{\partial z} & 0 & 0 & \frac{\partial \eta_3}{\partial z} \\ \frac{\partial \eta_1}{\partial y} & \frac{\partial \eta_1}{\partial x} & 0 & \frac{\partial \eta_2}{\partial y} & \frac{\partial \eta_2}{\partial x} & 0 & \frac{\partial \eta_3}{\partial y} & \frac{\partial \eta_3}{\partial x} & 0 \\ \frac{\partial \eta_1}{\partial z} & 0 & \frac{\partial \eta_1}{\partial x} & \frac{\partial \eta_2}{\partial z} & \frac{\partial \eta_2}{\partial x} & 0 & \frac{\partial \eta_3}{\partial z} & \frac{\partial \eta_3}{\partial x} & 0 \\ 0 & \frac{\partial \eta_1}{\partial z} & \frac{\partial \eta_1}{\partial y} & 0 & \frac{\partial \eta_2}{\partial z} & \frac{\partial \eta_2}{\partial y} & 0 & \frac{\partial \eta_3}{\partial z} & \frac{\partial \eta_3}{\partial y} \end{pmatrix}$$

Pour le champ  $\hat{\underline{d}}$ , on a de façon similaire :

$$\{\hat{\underline{d}}(\underline{x})\} = [B(\underline{x})] \cdot \{\hat{q}^{el}\}$$

D'autre part, on peut exprimer le champ de contrainte sous la forme matricielle ([14], tome II, p60) :

$$\{\underline{\sigma}\}^{el} = [k] \cdot \{\underline{\epsilon}\}^{el}$$

avec  $[k] = \frac{E}{(1+\nu)(1-2\nu)} \begin{pmatrix} 1-\nu & \nu & \nu & 0 & 0 & 0 \\ \nu & 1-\nu & \nu & 0 & 0 & 0 \\ \nu & \nu & 1-\nu & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & \frac{1-2\nu}{2} & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & \frac{1-2\nu}{2} & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & \frac{1-2\nu}{2} \end{pmatrix}$

Puisque les déformations et les contraintes sont (par hypothèse) constantes sur l'élément, la contribution de l'élément au terme de volume dans l'équation du PPV est :

$$(8) \quad \int_{\Omega^{el}} \underline{\sigma} : \hat{\underline{d}} d\Omega = {}^t\{\hat{q}\}^{el} \cdot {}^t[B] \cdot [k] \cdot [B] \cdot \{\hat{q}\}^{el} = {}^t\{\hat{q}\}^{el} \cdot [K]^{el} \cdot \{\hat{q}\}^{el}$$

La matrice  $[K]^{el}$  est appelée *matrice de rigidité* de l'élément de référence.

#### – Les puissances virtuelles extérieures

Une procédure similaire pour le terme frontière du PPV donne :

$$(9) \quad \int_{\partial\Omega^{el} \cap S_{T_i}} T_i^d \cdot \hat{U}_i da = \{\hat{q}\}^{el} \cdot \{Q\}^{el}$$

où  $\{Q\}^{el}$  est souvent appelé *vecteur des efforts nodaux de l'élément*.

Dans cette section, on ne s'intéresse qu'aux frontières de chaque élément fini (pour nous, ce sont des tétraèdres). On part d'une force répartie sur la surface (1 2 3) qui varie linéairement (ou plutôt de manière affine :  $\underline{f}(x) = (a \cdot x + b \cdot y + c \cdot z + d) \cdot \underline{e}$ , avec  $a, b, c, d$  constantes et  $\underline{e}$  vecteur direction). On veut la discrétiser sur les trois sommets de la face.

La méthode est la suivante : les tétraèdres n'ayant aucune raison d'être dans des positions et des directions particulières, on va chercher à ramener la face que l'on traite dans un plan donné,  $xOy$  par exemple, et ceci par une transformation qui laisse la face triangulaire inchangée,



puis, pour faciliter les calculs, on déforme et déplace ce triangle pour le faire coïncider avec un triangle de sommets  $(0, 0)$ ,  $(1, 0)$ ,  $(0, 1)$ . Cette transformation ne s'effectuant pas à surface constante, il ne faudra pas oublier le coefficient de correction correspondant.

Pour le calcul, on part d'une force  $\underline{f}$  sur la surface et on vou-

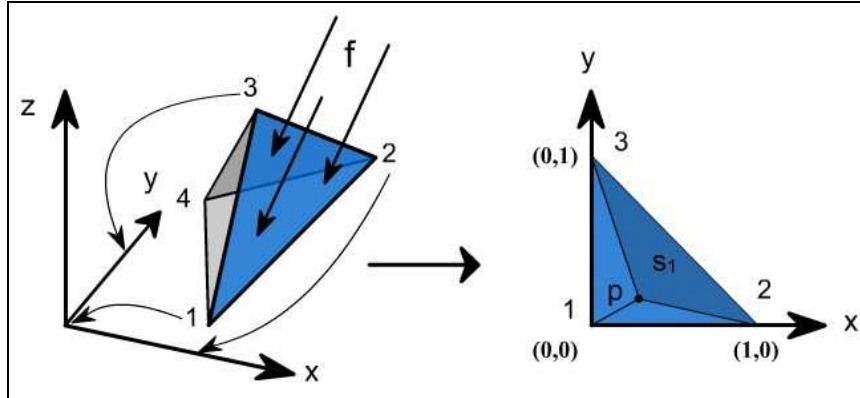


FIG. 26 – Modification du tétraèdre

drait trouver les forces équivalentes (c'est-à-dire qui donnent le même résultat) qui sont " appliquées " en chaque nœud-sommet de la face triangulaire, de sorte que la somme des trois forces soit égale à la force totale et la somme des moments des trois forces égale au moment total. Dans ce but, nous déterminons le point d'application P de la force résultante (qui donne les mêmes résultats en terme de moment résultant). Pour simplifier les calculs de la force résultante dans la nouvelle surface dans le plan  $xOy$  (que l'on note  $(1' 2' 3')$ ), on part des forces aux trois nœuds et on en déduit la force  $\underline{f}'(x') = (a' \cdot x + b' \cdot y + c') \cdot \underline{e}'(x)$  dans le plan  $xOy$  de manière évidente . Les coordonnées du point P sont déterminées par :

$$x_p = \frac{m_x}{f_T} = \frac{\int_{x=0}^1 \int_{y=0}^{1-x} x |\underline{f}'(\underline{x})| dx dy}{\int_{x=0}^1 \int_{y=0}^{1-x} |\underline{f}'(\underline{x})| dx dy}$$

$$y_p = \frac{m_y}{f_T} = \frac{\int_{x=0}^1 \int_{y=0}^{1-x} y |\underline{f}'(\underline{x})| dx dy}{\int_{x=0}^1 \int_{y=0}^{1-x} |\underline{f}'(\underline{x})| dx dy}$$

La position du point P permet de déterminer la part relative des nouvelles forces nodales équivalentes, en prenant pour directions communes aux trois forces  $\underline{f}'_1$ ,  $\underline{f}'_2$  et  $\underline{f}'_3$  la direction de  $\underline{f}'$ , et en utilisant le fait que  $|\underline{f}'_i| = \frac{S_i}{S} |\underline{f}'|$ . On a alors bien  $\underline{f}'_1 + \underline{f}'_2 + \underline{f}'_3 = \underline{f}'$  et la somme des moments des forces nodales est égale au moment de la force totale.

On applique alors les transformations inverses pour obtenir les forces nodales appliquées sur la face (1 2 3) d'origine (sans oublier de tenir compte du coefficient de correction dû au changement de surface de la face au cours de la transformation).

On connaît alors enfin notre vecteur des efforts nodaux  $\{Q\}^{el}$  pour chaque élément : c'est le vecteur colonne des coordonnées des efforts nodaux :

$$\{Q\}^{el} = \begin{pmatrix} f_{1x} \\ f_{1y} \\ f_{1z} \\ f_{2x} \\ \vdots \\ f_{3z} \end{pmatrix}$$

- **Solution du système** Après assemblage de la matrice de rigidité et du vecteur des efforts nodaux, l'équation variationnelle (6), forme discrète du PPV, prend alors la forme suivante :

$$(10) \quad \{\hat{q}\} \cdot [K] \cdot \{q\} = \{\hat{q}\} \cdot \{Q\} \quad \forall \{\hat{q}\}$$

Résoudre l'équation (10) est évidemment équivalent à résoudre le système linéaire :

$$[K] \cdot \{q\} = \{Q\}$$

Il y a plusieurs procédures pour résoudre un système linéaire. Ici, on utilise la méthode itérative PCG (Preconditioned Conjugate Gradient) qui est déjà programmée dans MATLAB. Cette méthode est efficace dans notre cas car la matrice  $[K]$  est symétrique, définie positive et creuse : chaque ligne contient très peu de coefficients différents de zéro (quelques pourcentages de la dimension de la matrice), cette dernière propriété n'étant valable que pour des problèmes de grandes dimensions (et c'est bien le cas ici).

- **Mécanique du fémur**

On trouve dans le fémur deux types d'os : l'os cortical à l'extérieur et l'os spongieux à l'intérieur.

L'os cortical est un matériau compact aux paramètres mécaniques élevés. Sa structure en fibres monodirectionnelles lui confère un comportement orthotrope proche de l'isotrope transverse car le module d'Young mesuré selon l'axe de l'os est généralement plus élevé que ceux mesurés selon les deux autres axes.

L'os spongieux est constitué de fines lamelles d'os agencées selon les axes des efforts les plus importants subis par l'os, ce qui signifie que l'os spongieux a la faculté de modifier sa structure en fonction de son environnement mécanique. De ce fait, l'os spongieux est anisotrope avec des inhomogénéités dépendant du patient.

Voici les paramètres mécaniques de ces deux types d'os, tirés de [1].

	Os cortical (diaphyse)	Os cortical (épiphyse)	Os spongieux
$E_{longitudinal}$ (MPa)	17 000	9 650	100
$E_{transversal}$ (MPa)	11 500	5 470	
Densité ( $g \cdot cm^{-3}$ )	1.95	1.62	1.0

Pour pouvoir réaliser notre modélisation, nous avons fait les approximations nécessaires suivantes : l'os est constitué de deux matériaux isotropes, et chaque module d'Young prend la valeur la plus grande trouvée dans tout le matériau. Le coefficient de Poisson  $\nu$  est donné par [7].

Pour la modélisation des contraintes, on considère un homme de 100kg debout. Lors de la marche, la force due au poids du corps a pour norme 4,64 fois le poids du corps, et la force due aux fessiers 2,48 fois le poids du corps. Lors d'une montée d'escalier, la force due au poids du corps peut atteindre 7,7 fois le poids du corps, et la force due aux fessiers vaut alors 1,94 fois le poids du corps ([6]). Les forces sont représentées sur la figure 22.

### 4.2.3 Interprétation des résultats

Notre programme est bien évidemment améliorable. Cependant, les résultats obtenus sont déjà intéressants : observons les contraintes pour l'ensemble fémur-prothèse lors de la montée d'un escalier sur une coupe longitudinale (plan de coupe passant par le trochanter et le tête de la prothèse, figure 28). On remarque que les contraintes sont maximales en niveau du col de la prothèse et en bas du fémur.

Les cas de rupture de la prothèse sont devenus extrêmement rares aujourd'hui, car les procédés de fabrication sont maîtrisés ; on peut cependant rappeler le cas des prothèse de hanche en céramique de zircon Prozyr produites par la société Saint Gobain Céramiques Avancées Desmarquest qui ont subies 56 ruptures de la tête de la PTH, ce qui a conduit à leur retrait du marché en

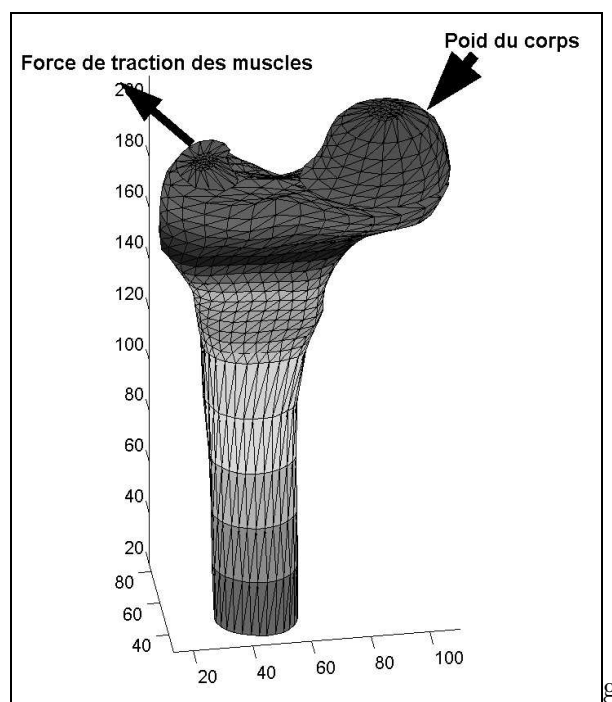


FIG. 27 – Modélisation des contraintes

août 2001 [3].

Une fois les risques de rupture de la PTH écartés, c'est bien l'os, en bas de l'implantation de la prothèse, qui risque de casser. Cependant, ce risque a été fortement diminué ces dernières années par la fin de l'utilisation de matériaux aux propriétés mécaniques trop éloignées de celle de l'os cortical. Car rappelons que le risque de rupture du fémur sans PTH est maximal au niveau du col du fémur, et que c'est l'intérêt de la PTH d'éviter qu'un tel incident ne se produise ou ne se reproduise. Mais il faut garder à l'esprit que le principal défaut de la PTH est le risque de décellement de la prothèse, et non de rupture, ce dernier étant observé uniquement dans quelques cas de patients ostéoporotiques.

Enfin, on observe sous le col de la prothèse est lieu de contraintes importantes. Cela est uniquement dû à un problème de maillage : il manque là des tétraèdres. Cela montre cependant que s'il existe à cet endroit une fissure ou un défaut, le risque de rupture devient grand et dépasse la compression maximale admissible (170MPa, voir [1]).

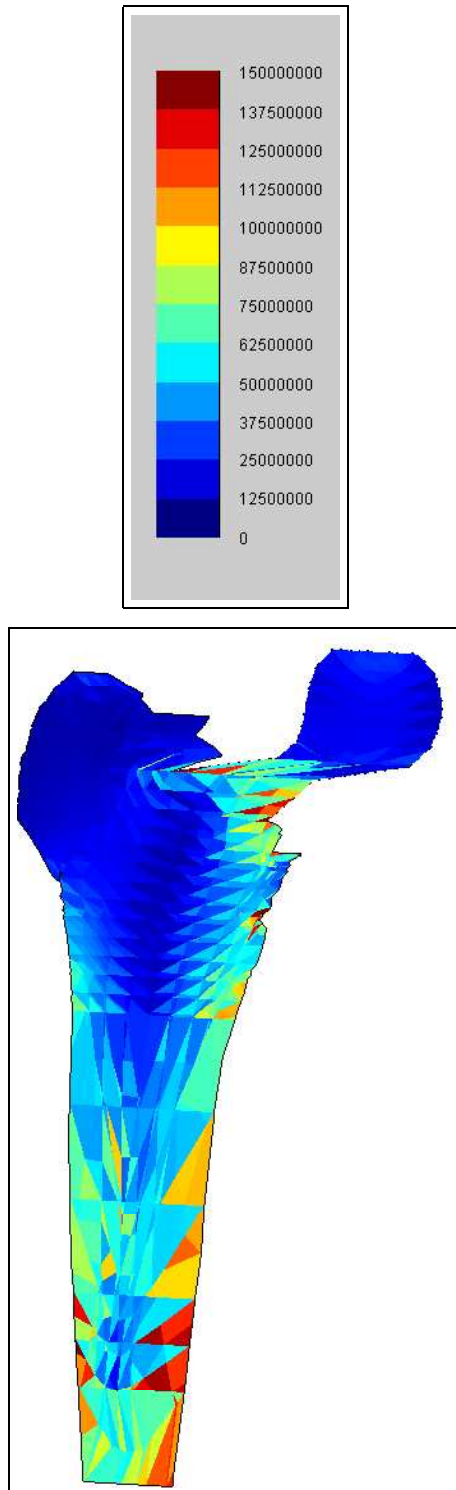


FIG. 28 – Visualisation des contraintes sur l'ensemble fémur-prothèse, en Pa

#### 4.2.4 Améliorations proposées

Afin d'obtenir des résultats meilleurs, on peut proposer de modifier notre méthode de la façon suivante : prendre en compte l'anisotropie de l'os cortical et ses hétérogénéités, raffiner le maillage aux endroits où les variations des contraintes sont les plus grandes (voir à ce titre [2] et [13]).

De plus, le choix du positionnement de la prothèse, et notamment la position de son axe au sein du fémur ainsi que l'angle de cet axe par rapport au bassin, mérite une analyse approfondie. On peut par exemple imaginer un programme qui minimise les contraintes en modifiant le placement de la prothèse fémorale.

## 5 Un groupe, un projet

### 5.1 Le cheminement de notre projet

#### 5.1.1 Un objectif, un résultat

Nous avons comme modeste objectif de rationaliser le choix du chirurgien entre les poses de prothèse avec et sans ciment, et d'étudier l'intérêt de prothèses dessinées spécialement pour le patient. Cela n'était pas ambitieux, c'était en fait utopique. En effet, les problèmes de biocompatibilité de la prothèse relèvent de mécanismes chimiques extrêmement complexes. Nous nous engageons ainsi dans une impasse, à la fois d'un point de vue bibliographique et d'un point de vue expérimental.

Nous avons donc recentré notre objectif sur deux points, en regroupant la médecine et l'économie d'une part, la mécanique et l'informatique d'autre part, et en utilisant les manipulations réalisées en modex pour mieux appréhender les recherches actuelles en ce qui concerne les traitements anti-descellement. Pour la partie de simulation, notre objectif est alors devenu la visualisation des contraintes dans l'os avant et après la pose de PTH, pour définir les lieux de rupture potentiels. Nous avons ainsi modifié notre organisation afin d'adapter la quantité de travail du groupe selon ces nouvelles orientations.

#### 5.1.2 Organisation du groupe

Le thème que nous avons choisi est à l'intersection de nombreux domaines très différents : informatique, mécanique des solides mais aussi biologie, économie et médecine. Du fait de cette grande diversité, nous avons décidé de nous séparer en sous-groupes pour travailler chaque partie, mais puisque ces parties étaient extrêmement liées, nous avons mis en permanence l'ensemble de l'équipe au courant de l'avancée de nos travaux. La première personne de chaque groupe était responsable du groupe et donc du respect de l'échéancier que nous avons mis en place dès le début du projet ainsi que de la cohérence avec le plan d'étude.

**partie Informatique** Pascal Corpet, Maxime Boucher et Florian Jourda

**partie Mécanique** Maxime Boucher, Mathieu Cottet et Pascal Corpet

**partie Biologie** Florian Jourda et Benjamin Kieffer

**partie Economique** Benjamin Kieffer et Mathieu Cottet

Mathieu Cottet fut responsable du projet en général et chargé des relations avec notre tutrice (Mme Dominique Barthès-Biésel).

### 5.1.3 Echancier

**Décembre** : ouverture d'un forum de discussion pour accélérer la circulation d'information au sein de l'équipe et rendu du premier plan d'étude,

**Janvier** : obtention d'un rendez-vous pour assister à une pose de prothèse de la hanche ; entretien avec Madame Barthès-Biesel, Monsieur Huerre, et le Capitaine Delarue ; recherche d'un patient acceptant de nous donner des radios ou des coupes scanners de sa hanche,

**Février** : rédaction de la partie "Economie" et récupération des données pour la partie informatique.

**Mars** : visite du laboratoire de biomécanique de Compiègne, rédaction de la partie "Biochimie" et avancement de la programmation informatique.

**Avril** : fin de la programmation informatique, mise en commun des différentes parties et traitement de la partie "Mécanique".

**Mai** : rendu du travail écrit

Cet échancier, tout à fait nécessaire vue l'ampleur du projet et la largeur de champ qu'il couvre, a été malgré tout suivi assez précisément. Bien évidemment, nous avons utilisé toute la plage nécessaire pour approfondir les parties les plus difficiles qui étaient, comme attendu, celles de mécanique et d'informatique.

### 5.1.4 Communication interne

L'un des principaux objectifs du PSC (C pour collectif) était de nous apprendre à travailler en groupe ou au moins de nous aider à appréhender les problèmes de travail en équipe que nous allions certainement rencontrer. Bien évidemment, nous ne pouvions pas tous tout faire, et en nous répartissant le travail selon nos compétences et nos centres d'intérêts, nous nous sommes très rapidement rendu compte que le plus difficile était de bien communiquer entre nous. Pour faire part au reste du groupe de l'état d'avancement de nos travaux et exprimer les besoins d'information concernant les autres parties, nous avons rapidement créé un newsgroup privé sur le réseau interne de l'Ecole. Ce système d'information et de communication étant d'utilisation peu pratique quand il s'agit de débattre des orientations générales du PSC, faire des compte-rendu des opérations ou des entretiens avec les différentes personnes qui nous ont aidés tout au long de l'année, faire part des problèmes rencontrés individuellement, etc, nous avons également décidé de nous retrouver très régulièrement (tous les lundi midi pour déjeuner) pour faire le point sur l'état d'avancement du projet. C'est notamment au cours de ces



réunions que nous avons peu à peu modifié notre sujet, défini des objectifs, revu à la baisse des parties trop coûteuses en temps.

### **5.1.5 Difficultés rencontrées**

Dans le monde du travail en groupe, tout n'est pas toujours rose, et certaines tensions ont pu apparaître au sein du groupe à certains moments de l'année.

Le principal problème fut bien évidemment la disponibilité des membres du groupe : nous nous étions tous investis dans des activités extra-scolaires variées, ce qui a entraîné l'indisponibilité de chacun à des moments différents de l'année. Il fallait alors que les élèves disponibles fassent avancer le travail des autres, tout en s'assurant que les moins disponibles suivent tout-de-mêmes l'avancée du projet. Une contrainte supplémentaire fut la nécessité de faire correspondre l'avancée de la programmation de la méthode des éléments finis (partie mécanique) avec celle du maillage (partie informatique), puisque le premier allait utiliser les données du second. La répartition du travail sur l'année ne fut donc pas la même pour tous.

Le second problème fut l'hétérogénéité du groupe : élément de diversité, il obligea chacun à faire des efforts importants de compréhension dans les domaines dont il n'avait pas suivi les cours à l'X. En particulier, suivre l'avancée de la programmation MatLab fut peu évidente pour les non-spécialistes, étant donné qu'il est déjà peu évident de comprendre un programme que l'on n'a pas conçu ! A cela s'ajoute le fait que certains étaient largement meilleurs que d'autres en programmation (nous ne donnerons pas de noms !), et pour les premiers, les seconds n'avançaient pas assez vite dans la programmation de leur(s) sous-programme(s).

Le dernier problème fut la difficultés de trouver des horaires de travail à cinq, vue les différences au sein de nos emplois du temps. Les créneaux réservés par la Direction des Etudes n'étaient pas toujours des créneaux sans cours pour certains (!), et nos activités au sein des associations de l'Ecole correspondaient à des horaires bien différents.

## **5.2 Nos relations avec les spécialistes**

### **5.2.1 Contacts avec le monde médical**

L'échange de connaissances le plus enrichissant de tout notre projet fut le contact avec le monde médical. Notre approche initiale, très typée ingénieur, nous semblait sans aucun doute supérieure à l'approche du chirurgien basée sur l'expérience acquise. Assister à la pose d'une PTH provoqua ainsi un

véritable bouleversement dans notre appréhension du projet.

Les professeurs Gastaud (Clinique des Diaconesses, Strasbourg) et Sedel (Hôpital Lariboisière, Paris) ont été d'extraordinaires interlocuteurs. Suivre la pose d'une PTH depuis le choix de la prothèse jusqu'à la fin de l'acte chirurgical nous a ramené à la réalité d'une profession en contact avec des patients. Car dès le début de nos recherches, il nous avait été difficile de percevoir l'importance du facteur humain, notamment lorsque nous parlions de rationalisation d'une pratique médicale. Spécialistes en chirurgie orthopédique, ils nous ont fait prendre conscience de la difficulté de poser une prothèse, aussi parfaitement conçue soit-elle ; concevoir un matériel médical ne peut se faire sans prendre en compte les particularités de pose et d'utilisation de ce type de matériel.

Il est difficile d'exprimer ce que nous a apporté la rencontre avec ces deux médecins, cette découverte d'une salle d'opération et de ce qui s'y passe, mais elle est l'expérience qui aura le plus marqué nos sept mois de travail, une expérience unique et marquante.

### **5.2.2 Contacts avec l'Université Technologique de Compiègne**

Nous avons pu également rencontrer pendant une journée du mois de mars Mme Ho Ba Tho dans son laboratoire de mécanique à l'Université Technologique de Compiègne. Après une présentation détaillée de ses activités et de ses différents thèmes de recherche, nous avons pu comprendre et appréhender les progrès effectués durant les dix dernières années dans la modélisation des PTH sans contrainte et par la suite placée dans son milieu biologique et sous contraintes (c'est à dire au sein de l'os et au contact entre deux os). Nous n'avons malheureusement pas pu réutiliser les travaux de Mme Hobatho pour continuer cette recherche de la meilleure modélisation possible de la PTH et améliorer les algorithmes de maillage déjà existants, car les éléments de sortie des algorithmes existants n'étaient pas sous des formes réutilisables par nos propres moyens (logiciels non disponibles). Sous les conseils de Mme Hobatho, nous avons donc préféré chercher à modéliser le problème à partir des données que peut se procurer le médecin spécialiste avant l'opération, c'est à dire nous concentrer sur la modélisation 3D de l'os du fémur à partir de radiographies ou de scanners (partie informatique) et à partir de cette modélisation, calculer les contraintes exercées sur le fémur pour essayer de déterminer où le risque de rupture est le plus élevé (partie mécanique).

## Conclusion

Projet en groupe tout autant que projet à caractère scientifique, notre travail fut l'occasion de partager nos capacités scientifiques, techniques et humaines avec quatre camarades se transformant pour sept mois en véritables "collègues". Découvrant les errements du travail à plusieurs et les tensions dues aux sensibilités et difficultés de chacun, nous avons appris à cheminer en groupe, à construire et faire vivre un projet.

Au delà d'un travail de recherche, de modélisation ou de programmation, ce projet scientifique collectif également fut l'occasion pour nous de confronter les expériences et objectifs de spécialistes en mécanique, techniciens et médecins. Découvrir cette diversité de cultures scientifiques, comprendre les objectifs et contraintes des différents acteurs du processus de conception, fabrication et implantation d'une prothèse totale de hanche, a modifié notre appréhension typée "ingénieur" d'un problème, dont les enjeux peuvent dépasser le simple cadre de l'exploit technique, et s'inscrire dans un objectif plus large, directement au contact de l' "Humain".



## A Annexe : Indice algofonctionnel des coxopathies (Michel Lequesne)

	Néant	0
	Petite	0,5
Notation :	Moyenne	1
	Grande	1,5
	Impossibilité	2

### Douleur ou gêne ?

- La nuit ?
- 0. Non
  - 1. Seulement en remuant ou selon la posture
  - 2. Mme immobile
- Lors du dérouillage matinale ?
- 0. Moins d'une minute
  - 1. Pendant 1 à 15 min
  - 2. Pendant plus de 15 min
- Lors de la station debout ou s'il faut piétiner une demi-heure ?
- 0. Non
  - 1. Oui
- Lorsque vous marchez ?
- 0. Non
  - 1. Seulement après une certaine distance
  - 2. Très rapidement et de faon croissante
- Votre hanche vous gêne-t-elle lorsque vous restez assis longtemps (2 heures) et avant de vous relever ?
- 0. Non
  - 1. Oui

### Périmètre de marche maximal (en acceptant d'avoir mal)

- 0. Aucune limitation
- 1. Limite mais supérieur à 1 km
- 2. Environ 1 km (environ 15 min)
- 3. 500 à 900 (environ 8 à 15 min)
- 4. 300 à 500 m
- 5. 100 à 300 m
- 6. Moins de 100 m

- +1. Une canne ou une béquille nécessaire
- +2. Deux cannes ou deux béquilles nécessaires

### **Difficultés dans la vie quotidienne**

- Avez-vous une difficulté pour :
- M. Mettre vos chaussures par-devant ?
  - M. Ramasser un objet à terre ?
  - G. Monter ou descendre un étage ?
  - G. Sortir d'une voiture ou d'un fauteuil profond ?

## **B Annexe : Tarif interministériel des prestations sanitaires**

*Données en francs issues du TIPS et concernant les implants articulaires de hanche, 1995*

Une prothèse totale de hanche (PTH) est composée :

- d'une tige avec col
- d'une tête indépendante de la tige (en cas de tige modulaire) ou non (en cas de tige monobloc ou de prothèse fémorale monobloc)
- d'un cotyle monobloc ou modulaire avec insert amovible La prise en charge est assurée pour une seule unité de chacun de ces éléments La prise en charge d'une tige ou d'un cotyle non cimenté exclut la prise en charge d'une des références de ciment.

### **301E01.41 Tige standard (col inclus)**

- 301E01.411 Tige standard, droite, monobloc, cimentée ou non - 497,00
- 301E01.412 Tige standard, droite, modulaire, cimentée - 752,00
- 301E01.413 Tige standard, droite, modulaire, non cimentée 904,00

### **301E01.42 Tige anatomique (col inclus)**

- 301E01.421 Tige anatomique cimentée - 915,00
- 301E01.422 Tige anatomique non cimentée - 1 069,00

### **301E01.45 Tête et jupe**

- 301E01.451 Tête et tête à jupe, métallique (métal ou alliage métallique) - 217,00
- 301E01.452 Tête et tête à jupe en céramique, tête et tête à jupe en alliage métallique qui, associée à un insert ou à un cotyle en alliage métallique, a une résistance à l'usure au moins équivalente à celle d'un couple céramique/céramique - 375,00

### **301E01.46 Cotyle standard**

- 301E01.461 Cotyle standard monobloc, polymère massif, cimenté - 108,00
- 301E01.462 Cotyle standard monobloc, mixte, cimenté - 452,00
- 301E01.463 Cotyle standard monobloc, céramique massive et cotyle en alliage métallique qui, associé à une tête en alliage métallique, a une résistance à l'usure au moins équivalente à celle d'un couple céramique/céramique, cimenté - 586,00
- 301E01.464 Cotyle standard modulaire, métal-back sans insert, cimenté - 352,00
- 301E01.465 Cotyle standard modulaire, métal-back sans insert, non

cimenté - 649, 00

301E01.48 **Insert seul** : La prise en charge n'est assurée qu'avec un cotyle modulaire ou seul en cas de reprise

- 301E01.481 Insert métallique ou en polymère massif - 100,00
- 301E01.482 Insert en céramique et insert en alliage métallique qui, associé à une tête en alliage métallique, a une résistance à l'usure au moins équivalente à celle d'un couple céramique/céramique 377,00

301E01.52 **Ciment**

- 301E01.521 Ciment sans antibiotique (une dose) - 37,00

## C Annexe : Manipulations expérimentales

Les expériences suivantes utilisent un protocole élaboré afin de cloner le gène eucaryote de la dihydrofolate réductase (DHFR) de la levure *Saccharomyces cerevisiae* et l'exprimer chez la bactérie *E. coli*.

### C.1 PCR

Le but étant d'obtenir de grandes quantités du fragment d'ADN codant pour la DHFR, nous procédons à une PCR (*polymerase chain reaction*) à partir de l'ADN génomique de *Saccharomyces cerevisiae*.

La réaction de polymérisation en chaîne est une méthode d'amplification *in vitro* d'une séquence spécifique d'ADN. Y interviennent :

- l'ADN double-brin qui contient le fragment à amplifier
- deux amorces : sens et anti-sens. Les amorces sont de petits brins d'ADN d'une vingtaine de bases qui sont capables de s'hybrider de façon spécifique, grâce à la complémentarité des bases, sur un brin d'ADN. Les amorces s'hybrident chacune à un brin différent de l'ADN. Les amorces sont choisies de façon à encadrer la séquence d'ADN à amplifier.
- une ADN-polymérase. Le succès de la PCR dépend de l'utilisation d'une enzyme particulière, la Taq Polymérase, issue d'une bactérie thermophile. La Taq Pol est stable à une température beaucoup plus élevée que la normale, de telle sorte qu'elle n'est pas dénaturée par les traitements thermiques répétés. Sa température optimale d'action est 72 degrés.
- les quatre nucléotides : dGTP, dATP, dTTP, dCTP, éléments de base utilisés par l'ADN Polymérase pour synthétiser les brins d'ADN complémentaires.

*Préparation du mélange de réaction pour 100 $\mu$ L*

- 1 $\mu$ L d'ADN génomique de *Saccharomyces cerevisiae*
- 2 $\mu$ L amorce sens (DHFR-5' Sac1) 50pmol/ $\mu$ L
- 2 $\mu$ L amorce anti-sens (DHFR-3' Sal) 50pmol/ $\mu$ L
- 2 $\mu$ L Taq pol 5 U/ $\mu$ L
- 0.2 $\mu$ L Pfu ADN-polymérase (pour la correction des erreurs de réplication)
- 1 $\mu$ L dATP 20 mM
- 1 $\mu$ L dCTP 20 mM
- 1 $\mu$ L dGTP 20 mM
- 1 $\mu$ L dTTP 20 mM



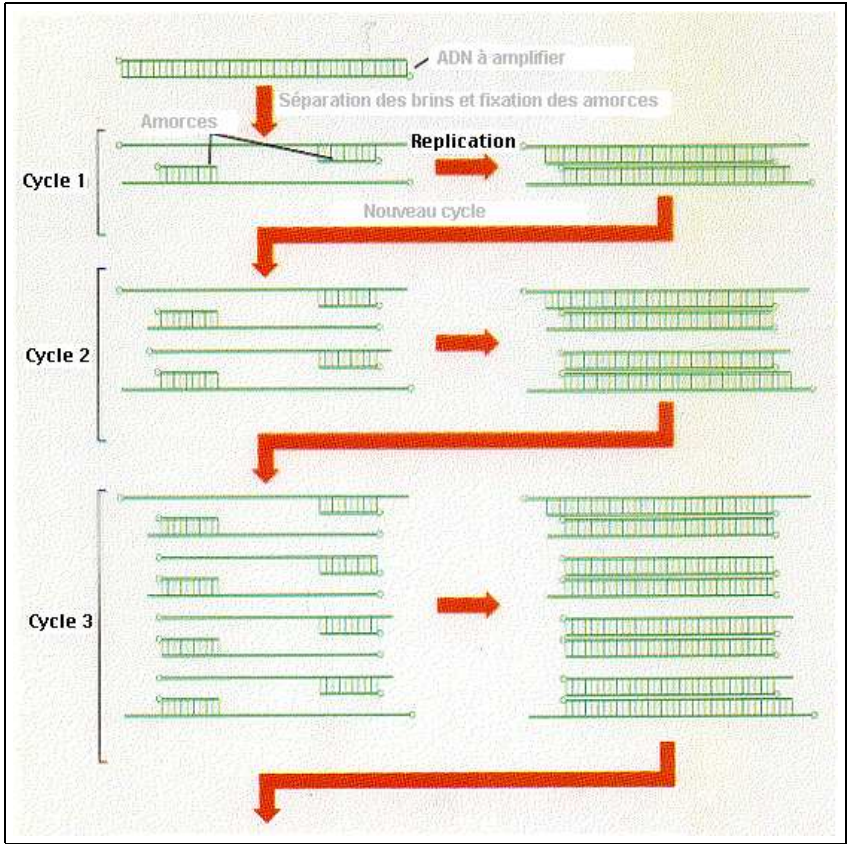


FIG. 29 – PCR

- 10 $\mu$ L de tampon PCR
- 78.8 $\mu$ L d'eau

avec le programme de PCR suivant :

- 4 min à 94° (dénaturation initiale)
- 30 cycles d'amplification : 20 sec à 94° (dénaturation), 30 sec à 55° (hybridation des amorces sur l'ADN simple brin), 1 min à 72° (élongation par l'ADN polymérase à partir des amorces hybridées : chaque brin sert de matrice pour la synthèse du brin complémentaire)
- 10 min à 72° (achèvement de la réaction : terminaison de l'élongation des produits en cours) - arrêt de la réaction à 4° (arrêt de l'activité enzymatique)

On purifie ensuite les produits de la PCR de tous les contaminants avec le "QIAquick PCR Purification Kit" de chez Qiagen par centrifugation à travers une résine capable de lier les longs fragments d'ADN selon la force ionique.

D'après les séquences de l'ADN génomique de la levure et des séquences des amorces on peut prédire la nature des fragments d'ADN produits par la PCR :

```

Sac1    CCGAGCTCGATGGCTGGAGGAAAGATTCCTATTGTAGGAA
Nde    GGAATTCCATATGGCTGGAGGAAAGATTCCTATTGTAGGAA
5'      ...AACTACGAGCATGGCTGGAGGAAAGATTCCTATTGTAGGAATTGT...
        |790           |800           |810           |820           |830
3'      ...TTGATGCTCGTACCGACCTCCTTTCTAAGGATAACATCCTTAACA...

5'      ...AATTC ACTCTATACAATCGTAAATGAAACCTCTCCGCCCGTATAT...
        |1410           |1420           |1430           |1440           |1450
3'      ...TTAAGTGAGATATGTTAGCATTTACTTTGGAGAGGCGGGCATATA...
Sal    AAGTGAGATATGTTAGCATTTACTTTGGAGCAGCTGCGCA

```

Ainsi parmi les produits de la PCR avec les amorces *DHFR* – 5'*Sac1* et *DHFR*–3'*Sal*, l'espèce majoritaire sera (les nucléotides différentes de l'ADN génomique sont en violet) :

```

5'      CCGAGCTCGATGGCTG...TAAATGAAACCTCGTTCGACGCGT
        |(790)           |(800)           |(1430)           |(1440)           |(1450)
3'      TGATGCAGCTACCGAC...ATTTACTTTGGAGCAGCTGCGCA

```

Ce fragment mesure donc 661 paires de bases.

## C.2 Electrophorèse

Le but est ici d'analyser le produit de la PCR par électrophorèse sur gel d'agarose.

L'électrophorèse est une technique utilisée pour séparer les molécules qui ont des propriétés (comme la charge ou la masse) différentes. L'électrophorèse de l'ADN est réalisée dans un gel d'agarose creusé de puits où seront déposées les solutions d'ADN à analyser. L'agarose est un polymère naturel de molécules de sucres, soluble dans l'eau à 90 degrés; sa solution se gélifie lorsque sa température est inférieure à 40 degrés.

L'ADN en solution est chargé négativement et lorsqu'il est soumis à un champ électrique, il va se déplacer vers l'anode. La vitesse de migration de la molécule d'ADN dans la matrice d'agarose sous un champ électrique est la résultante de deux phénomènes : le déplacement de l'ADN, chargé, dans le champ électrique est freiné par les frottements avec la matrice. La vitesse de migration est alors proportionnelle au logarithme du poids moléculaire; les fragments d'ADN seront donc séparés en fonction de leur taille en pb, les plus petits fragments migrants le plus rapidement.

Après notre PCR, nous avons un échantillon avec amorce *Sac1* (colonne 2), et 2 échantillons avec amorce *Nde* (colonnes 3 et 4). Le produit majoritaire de la PCR avec les amorces *DHFR* – 5'*Sac1* et *DHFR* – 3'*Sal* fera 661 paires de bases, l'amorce *Nde* donnera quant à elle un produit avec 662 pb. Les échantillons comprennent 3  $\mu$ L de produit de PCR, 5  $\mu$ L d'eau et 2  $\mu$ L de mélange d'application avec notamment du bleu de bromophénol pour visualiser la migration (à la vitesse d'un fragment d'ADN de 300 pb) et du glycérol afin de densifier les échantillon pour qu'ils restent au fond des cavités. La première colonne est utilisée pour mettre le marqueur étalon pour les tailles. Le gel contient du bromure d'éthidium (BET) qui possède la propriété de s'intercaler entre les paires de bases de la double hélice d'ADN. Dans ce milieu hydrophobe et sous irradiation UV, une lumière fluorescente 300 fois plus forte est émise. On peut ainsi révéler le gel et visualiser assez précisément le nombre de paires de bases des échantillon.

On constate d'une part qu'un des deux échantillons avec amorce *Nde* ne contenait pas d'ADN, ce qui est le résultat d'erreur de manipulation, et d'autre part que les deux autres échantillons contenaient bien des fragments d'ADN long d'un peu moins de 700 pb, ce qui est en accord avec nos prévisions.

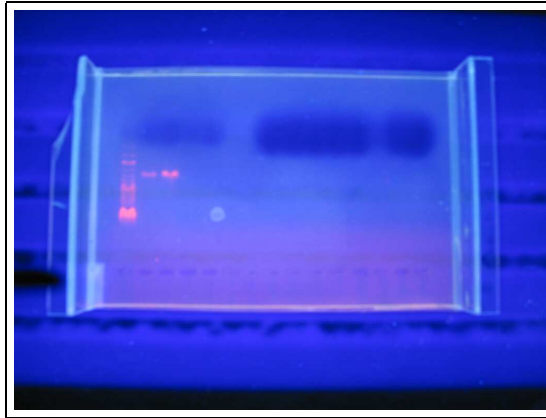


FIG. 30 – Résultats de l'électrophorèse

## D Annexe : Code MatLab

### D.1 Maillage

Voici un exemple de programme MatLab, celui du maillage de l'ensemble prothèse-fémur.

```
function[liste]=trig(a,a1,b,z)
%a et a1 %= a+1 sont sur le cercle exterieur et b sur le cercle interieur
%z est le nb a rajouter pour prendre un point de l'etage d'au dessus
liste = [a, z+a, z+a;
         a1, a1, z+b;
         b,b,z+a1;
         z+a,z+a1,b];
```

```
function[liste]=trid(a,a1,b,z)
%a et a1 sont sur le cercle interieur et b sur le
% cercle exterieur
%z est le nb a rajouter pour prendre un point
%de l'etage d'au dessus
liste = [b,z+b, z+b;
         a1,z+a, z+a;
         a,a1, z+a1;
         z+b,a, a1];
```

```
function[liste]=trimig(a,a1,b,h)
%a et a1 sont sur le cercle exterieur
```

```

%b et h sont sur le cercle interieur et
%b est plus bas que h
liste=[a;a1;b;h];

function[liste]=trimid(a,a1,e,z)
%a et a1 sont sur le cercle interieur
%e est sur le cercle exterieur et z est tel
%que a+z et a1+z sont au dessus de a et a1
liste = [e, z+a;
         a1, e;
         a, a1;
         z+a, z+a1];

function[liste, bords]=etageplus(listeprec, bordsprec,taille,premier, z)
if (taille > 1)
    [liste,bords]=etage(listeprec, bordsprec, taille-1, premier, z);
else
    liste=listeprec;
end
bords=bordsprec;
deb = premier+1;
k = 1;
prec = deb; % le dernier point avant le tour (k-1)
deb = prec+6; %le dernier point avant le tour k
for k=2:taille-1,
    prec = deb;
    deb = deb + k*6;
end
k=taille;
n=length(liste(1,:));
if (n > 3)
    liste=[liste,trimig(deb+k*6+z,deb+1+z,prec+(k-1)*6,prec+(k-1)*6+z)];
else
    liste=trimig(deb+k*6+z,deb+1+z,prec+(k-1)*6,prec+(k-1)*6+z);
end
n=length(liste(1,:));
n=n+1;
bords=[bords, [n;1]];
for i=1:k*6-1,
    liste=[liste,trimig(deb+i+z,i+1+deb+z,mod(i-floor((i-1)/k)-1,
(k-1)*6)+1+prec,mod(i-floor((i-1)/k)-1, (k-1)*6)+1+prec+z)];

```

```

        n=n+1;
        bords=[bords, [n;1]];
    end
    if (taille ~= 1)
        n=length(liste(1,:));
        liste=[liste,trimid(prec+(k-1)*6,prec+1,deb+1+z,z)];
        n=n+2;
        bords=[bords, [n-1;1]];
        for i=1:k*6-7,
            liste=[liste,trimid(i+prec,i+prec+1,
                mod(i+floor((i-1)/(k-1)),k*6
                )+deb+1+z,z)];
            n=n+2;
            bords=[bords, [n-1;1]];
        end
    end
end

function[liste, bords]=etagemoins(listeprec,
bordsprec,taille,premier, z)
[liste,bords]=etage(listeprec, bordsprec, taille, premier, z);
bords=bordsprec;
n=length(listeprec(1,:));
deb = premier+1;
k = 1;
prec = deb; %le dernier point avant le tour (k-1)
deb = prec+6; %le dernier point avant le tour k
for k=2:taille,
    prec = deb;
    deb = deb + k*6;
end
k=taille+1;
n=length(liste(1,:));
liste=[liste,trimig(deb+k*6,deb+1,prec+(k-1)*6,prec+(k-1)*6+z)];
n=n+1;
bords=[bords, [n;2]];
for i=1:k*6-1,
    liste=[liste,trimig(deb+i,i+1+deb,mod(i-floor((i-1)/k)-1,
        (k-1)*6)+1+prec,mod(i-floor((i-1)/k)-1,(k-1)*6)+1+prec+z)];
    n=n+1;
    bords=[bords, [n;2]];
end
end

```

```

liste=[liste,trimid(prec+(k-1)*6,prec+1,deb+1,z)];
n=n+2;
bords=[bords,[n;2]];
for i=1:k*6-7,
    liste=[liste,trimid(i+prec,i+prec+1,
        mod(i+floor((i-1)/(k-1)),k*6)+deb+1,z)];
    n=n+2;
    bords=[bords,[n;2]];
end

function[liste, bords]=etage(listeprec, bordsprec,taille,premier, z)
liste=listeprec;
bords= bordsprec;
n=length(listeprec(1,:));
deb = premier+1;
k = 1;
if (n > 3)
    liste=[liste,trig(deb+6,deb+1,deb,z)];
else
    liste=trig(deb+6,deb+1,deb,z);
end
for i=1:k*6-1,
    liste=[liste,trig(deb+i,i+1+deb,deb,z)];
end
prec = deb; % le dernier point avant le tour (k-1)
deb = prec+6; %le dernier point avant le tour k
for k=2:taille,
    n=length(liste(1,:));
    liste=[liste,trig(deb+k*6,deb+1,prec+(k-1)*6,z)];
    for i=1:k*6-1,
        liste=[liste,trig(deb+i,i+1+deb,
            mod(i-floor((i-1)/k)-1,(k-1)*6)+1+prec,z)];
    end
    liste=[liste,trimid(prec+(k-1)*6,prec+1,deb+1,z)];
    for i=1:k*6-7,
        liste=[liste,trimid(i+prec,i+prec+1,
            mod(i+floor((i-1)/(k-1)),k*6)+deb+1,z)];
    end
    prec = deb;
    deb = deb + k*6;
    if (k==taille)

```

```

        for i=1:k*6,
            bords=[bords, [i*3-2+n, i*3-1+n; 2, 2]];
        end
    end
end

femur=trig(0,0,0,0);
bords=[1;1];
%bords du bas du femur
for i=2:54,
    bords=[bords, [3*(i-1)+1; 1]];
end
for i=0:4,
    [femur, bords]=etage(femur, bords, 3, i*37, 37);
end
[femur, bords]=etageplus(femur, bords, 4, 185, 37);
[femur, bords]=etage(femur, bords, 4, 222, 61);
[femur, bords]=etageplus(femur, bords, 5, 283, 61);
for i=10:28,
    [femur, bords]=etage(femur, bords, 5, 344+(i-10)*91, 91);
end
[femur, bords]=etagemoins(femur, bords, 4, 2073, 91);
n=length(femur(1, :));
afac=[n+3; 1];
for i=2:54,
    afac=[afac, [n+3*(i-1)+3; 1]];
end
[femur, bords]=etagemoins(femur, bords, 3, 2164, 61);
bords=[bords, afac];
clear afac;

femur2=trig(0,0,0,0);
bords2=[1;1];
[femur2, bords2]=etageplus(femur2, bords2, 1, 0, 1);
[femur2, bords2]=etageplus(femur2, bords2, 2, 1, 7);
[femur2, bords2]=etageplus(femur2, bords2, 3, 8, 19);
[femur2, bords2]=etage(femur2, bords2, 3, 27, 37);
[femur2, bords2]=etageplus(femur2, bords2, 4, 64, 37);
[femur2, bords2]=etage(femur2, bords2, 4, 101, 61);
[femur2, bords2]=etage(femur2, bords2, 4, 162, 61);
[femur2, bords2]=etageplus(femur2, bords2, 5, 223, 61);

```



```

n=284;
for i=9:13,
    [femur2,bords2]=etage(femur2,bords2,5,n+(i-9)*91,91);
end
[femur2,bords2]=etagemoins(femur2,bords2,4,739,91);
[femur2,bords2]=etagemoins(femur2,bords2,3,830,61);
n=length(femur2(1,:));
afac=[n+3;1];
for i=2:24,
    afac=[afac,[n+3*(i-1)+3;1]];
end
[femur2,bords2]=etagemoins(femur2,bords2,2,891,37);
bords2=[bords2,afac];
clear afac;
bords2=bords2(:,2:length(bords2(1,:)));

clear i;
clear n;

j=1;
for i=1:15,
    dbpts(1,j)=mat2(i,1)+1;
    j=j+1;
    for k=0:matsection(i)-2,
        dbpts(1,j)=mat2(i+1,1)-k;
        j=j+1;
    end
end
for j=1:length(dbpts(1,:)),
    for i=1:length(pop31(:,1)),
        A = pop31(i,:) - pop32(dbpts(1,j),:);
        if (A'*A < 0.6)
            dbpts(2,j) = i;
        end
    end
end
clear i;
clear j;

points=[pop31;pop32];
femur3=femur2+length(pop31(:,1));

```

```

for j=1:length(femur3(1,:)),
    for a=1:4,
        for i=1:length(dbpts(1,:))
            if (femur3(a,j)==dbpts(1,i)+length(pop31(:,1)))
                femur3(a,j)= dbpts(2,i);
            end
        end
    end
end
clear a;
clear i;
clear j;
bords3=[bords2(1,:)+length(femur(1,:));bords2(2,:)];
surface=[bords,bords3];
volume=[femur,femur3];

```

## D.2 Calcul des contraintes

Ce programme est inspiré du programme de FEM en deux dimensions de A. Frangi [5]. En voici la structure.

### Routine Principale

```
function resultat=main3dtemp(coord, incidence, contraintes,
forces, mE, mnu, mat, imprimer)
```

Routine principale, on lui passe en paramètre les points, les tétraèdres les matériaux et les forces à appliquer sur le trochanter et sur la tête de la prothèse et elle nous renvoie la matrice représentant la répartition des contraintes à l'intérieur du fémur.

```
function stress = routine(points, tetra, mat, mE, mnu, force1,
force2, imprimer)
```

Prépare les différents paramètres pour la routine principale, l'appelle et nous retourne la répartition des contraintes.

### Affichage des résultats

```
function stress2d = afficherResultat(coord, incid, stress, mat,
plan, maxaff, imprimer)
```

Cette fonction affiche les résultats selon un certain plan.

```
function resultat = trouverPlan(coor, sep)
```

Cette fonction sert à trouver le plan qui passe par la tête de la prothèse, l'extrémité du trochanter et le bas du fémur pour l'affichage des résultats.

```
function iok = myleg(cmap, minsp, maxsp, text1)
```

Cette fonction affiche une légende lors de l’affichage des résultats.

### Vérification et validation des données

```
function [resultat,newIncid] = correspondance(points, incid)
```

Cette fonction est une fonction de test pour vérifier si tous les points et tous les tétraèdres sont bien définis, c’est-à-dire, si tous les points sont associés à au moins un tétraèdre et si tous les tétraèdres sont définis dans le bon sens. Si ce n’est pas le cas, cette fonction corrige le sens des tétraèdres et fournit une matrice de correspondance pour pouvoir supprimer les points superflus avec `virerPointsInutiles`.

```
function [newPoints, newIncid] = virerPointsInutiles(points, incid, correlation)
```

Cette fonction sert à supprimer les points inutiles.

### Autres calculs

```
function (newCoor,newIncid,newMat) = augmenteTetra(coor, incid, mat, matstress, seuil)
```

Cette fonction divise chaque tétraèdre ayant une contrainte maximale supérieure à un certain seuil en huit nouveaux tétraèdres.

```
function resultat = appliquerForce(coor, incid, mat, haut, bas, nmat, force,direction)
```

Cette fonction sert à calculer la matrice de répartition des forces à un endroit donné et pour une force donnée sur le fémur.

```
function resultat = contraintesBas(coor, hauteur)
```

Cette fonction sert à calculer la matrice de répartition des contraintes de déplacement sur le fémur.

```
function [Kel] = rig_tetra_3d(tetra, D66, iel)
```

Cette fonction calcule la matrice de rigidité pour un tétraèdre donné.

```
function vrhs=rhs_tetra_3d(tetra, face, val)
```

Cette fonction calcule la matrice représentant les forces extérieures sur un tétraèdre donné.

```
function vstress=stress_tetra_3d(tetra, D66, eldisp)
```

Cette fonction calcule les contraintes associées à un déplacement donné pour un tétraèdre donné.

```
function resultat = tresca(stress)
```

Cette fonction calcule la contrainte principale maximale moins la contrainte minimale pour tous les tétraèdres dans le fémur.

## E Glossaire

**Arthrite infectieuse** L'arthrite infectieuse cause douleur et enflure au niveau des articulations. Il s'agit du résultat d'une inflammation, causée par un microbe, qui peut être une bactérie, un virus ou un champignon. L'arthrite infectieuse ne touche habituellement qu'une seule articulation.

**Arthrose** La définition de l'arthrose est anatomique et radiologique. La définition anatomique est l'usure du cartilage de deux surfaces articulaires en miroir. La définition radiologique est la diminution de l'épaisseur de l'interligne articulaire.

**Diaphyse** Partie moyenne (centrale) dans les os longs.

**Epiphyse** Partie terminale renflée des os longs, constituée de tissu spongieux

**Genu varum** Déformation primitive ou secondaire, caractérisée par une angulation latérale interne de la jambe par rapport au fémur, de telle sorte que, talons joints, les faces internes des genoux restent séparées (par une distance d'autant plus grande que le genu varum est important).

**Hydroxyapatite** L'hydroxyapatite est, sur le plan chimique, le phosphate de calcium qui se rapproche le plus de la phase minérale de l'os. Cependant, alors que les hydroxyapatites stoechiométriques ( $Ca_{10}, (PO_4)_6, (OH)_2$ ) contiennent 39,9% de Ca, 18,5% de P et 3,38% d'OH, les hydroxyapatites naturelles contiennent aussi de petites quantités d'ions carbonate, magnésium, sodium et des éléments tels que fer et chlore à l'état de traces. L'hydroxyapatite, le phosphate de calcium tricalcique sont les plus couramment utilisés en chirurgie orthopédique. Ces phosphates de calcium se présentent sous forme de blocs ou de granules.

**Ostéoporose** L'ostéoporose est une maladie caractérisée par une faible masse osseuse et la détérioration micro architecturale du tissu osseux, une fragilité osseuse et, par suite, une augmentation du risque de fracture. L'ostéoporose est donc une pathologie dégénérative du tissu osseux étroitement liée au cycle de vie du squelette.

**Polyarthrite rhumatoïde** Maladie inflammatoire de l'ensemble du tissu conjonctif à prédominance synoviale d'étiologie inconnue. La polyarthrite rhumatoïde est le plus fréquent des rhumatismes inflammatoires chroniques. Elle est caractérisée par son évolution par poussées successives, sa localisation préférentielle aux membres, sa tendance destructrice, ankylosante et déformante.

**Spondylarthropathie** Concept récent regroupant les manifestations articulaires observées au cours de maladies telles que les arthrites et spon-

dylites, la spondylite ankylosante, des rhumatismes psoriasiques, etc, du fait de caractéristiques communes.

**Spondylite ankylosante** La spondylite ankylosante est une affection inflammatoire chronique du squelette axial.

## Références

- [1] D. Barthès-Biéssel, *Majeur de mécanique, approfondissement, biomécanique*, 2002.
- [2] K.-J. Bathe, *Finite element procedures*, 1996.
- [3] Agence Française de Sécurité Sanitaire des Produits de Santé, *Décision du 10 août 2001*, <http://ag-med.sante.gouv.fr/htm/alertes/filalert/dm010811.htm>, url, août 2001.
- [4] M. Cymes et M. Julienne, *Le corps réparé, le défi de la chirurgie orthopédique*, Guide France Info, 2003.
- [5] A. Frangi, *Introduction à la méthode des éléments finis*, Petite classe de mécanique, Ecole Polytechnique, janvier 2003.
- [6] F. Graichen A. Rohlmann G. Bergman, H. Kniggenndorf, *Influence of shoes and heel strike on the loading of the hip joint*, 1995.
- [7] D. S. Hungerford H. C. K. Wuh, L. C. Jones, *Strain analysis of the proximal femur after total hip replacement*, <http://www.aboutjoints.com/physicianinfo/topics/strain/strainanalysis.htm>, url, 1996.
- [8] INRIA, *Projet gamma, rapport d'activité de l'année 1996*, <http://www.inria.fr/rapportsactivite/RA96/gamma/gamma.html>, url, 1996.
- [9] D. Montagne J. Caton, Z. Merabet, *Prothèse totale de hanche et risque médical*, Société Française de Chirurgie Orthopédique et Traumatologique, 1999.
- [10] M. Dougados A. Kahan M. Revel A. Chevrot J.-P. Courpied, B. Tomeno, *La prothèse en 100 questions*, Assistance Publique - Hôpitaux de Paris, octobre 2002.
- [11] Bentley G Marston RA, Cobb AG, *Stanmore compared with Charnley total hip replacement, A prospective study of 413 arthroplasties*, *J Bone Jt Surg* (1996), 78 :178–84.
- [12] M. De Lestang E. Vimont P. Mertl, P. Vives, *Révision à 15 ans de 59 tiges contact cimentés*, Société Française de Chirurgie Orthopédique et Traumatologique, 1999.
- [13] R.Cool and D.Malkus, *Concepts and applications of finite element analysis*, 1989.
- [14] J. Salençon, *Mécanique des milieux continus*, vol. 1 et 2, Ellipses, août 2001.

- [15] T. Nishikawa S. Yoshiya et M. Kurosaka T. Niikura, Y. Saegusa, *Titanium-alloy particles induced cyclooxygenase-2 in human macrophage-like cells in vitro*, Kobe J. Med. Sci. **48** (2002), no. 4, 115–123.
- [16] *Contrôle d'un acte de spécialité réalisé en cliniques privées : la chirurgie de la prothèse de hanche*, Tech. report, Régime d'assurance maladie des professions indépendantes, juillet 2002.