

*République Algérienne Démocratique et Populaire*  
*Ministère de l'Enseignement Supérieur et de la Recherche Scientifique*

UNIVERSITE Dr. TAHAR MOULAY SAIDA

FACULTE DES SCIENCES



# MEMOIRE

Présenté en vue de l'obtention du diplôme de

## MASTER

Spécialité : **PHYSIQUE**

Option : **Physique des matériaux**

Par

**BOUZENADA MAHAMEDE**

Sur le thème

### Titre

Les matériaux dans la physique médical – prothèse-

Soutenu le **16 /06/2014** devant la commission d'examen :

Mr DJEDID AHMED	Maître de Conférences (Uni- Saïda)	Président
Mr SAHABI TOUFIK	Maître de Conférences (Uni-. Saïda)	Encadreur
Mr BOUDALI ABEDLKADER	Maître de Conférences (Uni- Saïda)	Examineur
Mr ABADA AHMED	Maitre Assistante (Uni- Saïda)	Examineur

**Année Universitaire 2013 - 2014**

# Les matériaux en physique médicale-prothèse

بِسْمِ اللَّهِ الرَّحْمَنِ الرَّحِيمِ

# DÉDICACE

Je dédie ce modeste travail à :

Ma mère,

Mon père,

Mes frères,

Mes sœurs,

Ma femme,

Mes fils.

# REMERCIEMENTS

**je** tiens à témoigner de mon respect et ma profonde gratitude à monsieur **Sahabi T** qui sont été toujours disponibles pour me faire profiter de leur expérience et leur compétence, pour mener à bien l'élaboration de ce travail.

**Je** désire exprimer également ma reconnaissance au Président de jury Dr. **DJEDID AHMED** et aux Membres du Jury Dr. **ABADA AHMED** .et Dr **BOUDALI ABDELKADER**. d'avoir bien accepté l'examen de ce travail.

**Mes remerciements** vont également à tous les enseignants qui ont assuré les savoirs de master en physique des matériaux

**J'**adresse aussi mon affection et ma reconnaissance à ma femme et mes fils **djaoiad , abdenour et abderahmane**, à tous mes collègues, à tous mes frères et sœurs, et à tous ce qui portent le nom **bouzenada** avec une marque d'appréciation très spéciale à mes **parents**.



# RÉSUMÉ

L'objectif principal de ce travail dans cette mémoire est d'expliquer concrètement l'importance de certains matériaux dans la physique médicale en prenant un exemple d'un matériel souvent utilisé dans la médecine grâce à ses propriétés physiques et chimiques. Ce matériel étant la céramique. Nous donnerons une synthèse pour la fabrication de prothèse totale de la hanche (PTH), ainsi que le rôle de ce matériel dans la détermination du comportement à court et à long terme. Dans un premier chapitre, on a défini globalement la branche de la physique médicale, son historique, son évolution, et ses actualités. D'autre part on a présenté le rôle d'un médecin physique en tant qu'une profession. Le deuxième chapitre, est consacré à la description générale de différents domaines de la physique médicale : réadaptation, radiothérapie, l'imagerie médicale, la médecine nucléaire et la médecine matérielle. On a donné un peu d'historique et quelques détails professionnels de ces branches. Le troisième chapitre est l'objectif de cette mémoire où on a défini notre matériel qui est la céramique en donnant ces propriétés physiques et chimiques et comment l'utiliser pour l'implanter à la place d'une articulation dans la hanche.

**Mots-clés :** Physique médicale ; Matériaux; Fémur ; reconstruction en 3D ; Prothèse totale de la hanche ; Méthode des éléments finis ; Distribution des contraintes.

# Abstract

The main objective of this work In this brief, we will explain the practical importance with an example of a material often used in medicine due to its physical and chemical properties. This material is ceramic. Give us an overview of the materials used for the production of PTH, and the role of these materials in determining the behavior in the short and long term In the first chapter, we will generally define the branch of medical physics, its history, evolution, and news. On the other hand we will present the role of a physical doctor as a profession The second chapter will be devoted to a general description of the various fields of medical physics radiotherapy, medical imaging, nuclear medicine and radiation. We'll give a little history and some professional details of these branches. The third chapter is the objective of this memory where our ceramic material that is giving these physical and chemical properties are defined and how to use it will be devoted to sudden stress by them. Finally, I will present a conclusion of this work and some prospects for future research

**Keywords:** Medical Physics; Materials; Femur; 3D reconstruction; Total hip replacement; Finite element method; Stress distribution

# ملخص

الهدف الرئيسي من هذا العمل، هو شرح أهمية المواد التي تستخدم في الطب بسبب الخصائص الفيزيائية والكيميائية. من بين هذه المواد هي السيراميك..... أعطينا لمحة عامة عن المواد المستخدمة لزرع PTH،(عظم الفخذ) ودور هذه المواد في تحديد السلوك على المدى القصير والطويل .

**في المحور الأول** سوف نعرف بشكل عام فرع الفيزياء الطبية، وتاريخها وتطورها.

**المحور الثاني** وصفا عاما لمختلف مجالات العلاج الإشعاعي الفيزياء الطبية، التصوير الطبي والطب النووي و الإشعاع. وسوف نقدم قليلا من التاريخ وبعض التفاصيل المهنية لهذه الفروع.

**في المحور الثالث** هو الهدف من هذه المذكرة حيث يتم زرع مادة السيراميك ومواد أخرى في عظم الفخذ ذات الخصائص الفيزيائية والكيميائية وكيفية استخدامها في PTH

وفي النهاية نطرح اهم البحوث التي يمكن البحث فيها أو تطويرها في مجال الفيزياء الطبية.

**كلمات البحث:** الفيزياء الطبية؛ المواد؛ عظم الفخذ؛ 3D ؛ مجموع استبدال مفصل الورك؛ طريقة العناصر المحدودة؛ توزيع الإجهاد..

# Table des matières

Dédicace	i
Remerciements	ii
Résumé	iii
Table des matières	vii
Liste des tableaux	ix
Liste des figures	x
Introduction générale	01
<b>Chapitre 1:Généralités sur la physique médical</b>	<b>03</b>
1.1. Introduction	04
1.2. Terminologie	04
1.3. Points de repère historique	04
1.3.1 La dosimétrie	04
1.3.2 Les unités de dose	05
1.3.3 Les isodoses mesurées	05
1.3.4 La radioactivité artificielle	06
1.3.5 La Médecine Nucléaire (MN)	06
1.3.6 La radionucléides	06
1.3.7. La thérapie en MN	07
1.3.9 Le télé cobalt 60	07
1.3.10 Les accélérateurs linéaires (les précurseurs)	07
1.3.11 Les nouvelles bases de la radiothérapie (1953-1954)	08
1.3.12 Les développements technologiques et informatiques	08
1.4 La profession de la physique médicale	09
<b>Chapitre 02 : Quelques spécialités en physique médicale</b>	<b>11</b>
2.1 Introduction	12
2.2 Réadaptation	12
2.3 Radiothérapie	12

2.3.1 Principe	12
2.3.2 Efficacité	12
2.3.3 Objectifs	13
2.3.4 Dosimétrie	13
2.3.5 Différents techniques	14
2.3.6 La radioprotection	15
2.4.1 Principe	15
2.4.2 Différentes techniques	16
2.5 Médecine nucléaire	17
2.5.1 Principe	17
2.5.2 Domaines d'applications	17
2.6 Médecine matériel	18
2.6.1 Biomatériau	18
2.6.2 Usage des biomatériaux	19
2.6.3 Biocompatibilité	21
	23
<b>Chapitre.3 :Modélisation numérique d'un fémur ostéoporotique :Avant et après implantation d'une prothèse totale de hanche.</b>	<b>23</b>
3.1. Introduction	24
3.2.Construction du modèle géométrique 3D du fémur	25
3.3. L'axe diaphysaire	27
3.4. L'axe cervical	28
3.5.LES MATÉRIAUX UTILISÉS POUR LES P.T.H.	29
3.5.1MATÉRIAUX CONSTITUTIFS DES IMPLANTS PROTHÉTIQUES	30
3.5.1.LES ALLIAGES MÉTALLIQUES	30
3.5.1.1.Aciers Inoxydables	31
3.5.1.2.Alliages à base de cobalt	31
3.5.1.2.Alliages à base de titane	32
3.5.1.3.LES POLYMÈRE	33
3.5.1.4.LES CÉRAMIQUES	35
3.5.1.5.L'Alumine	36
3.6. Modèle d'élément finis du fémur avec et sans prothèse	41
3.6.1.. Analyse de l'effet du chargement appliqué	44
3.6.1.1.Distribution des déplacements	45
3.6.1..2. Distribution des contraintes de Von Mises	47

3.7. Analyse du comportement d'un fémur prothésé	49
3.7.1. Distribution des déplacements dans le fémur prothésé	50
3.7.1.1. Distribution des contraintes de Von Mises dans l'implant	52
3.8. Discussion et conclusion	54
<b>Conclusion générales et perspectives</b>	<b>55</b>
<b>Références bibliographiques</b>	<b>58</b>

# LISTE DES TABLEAUX

## **Chapitre 02 : Quelques spécialités en physique médicale**

Tableau.2.1. Applications biomédicales et industrielles des matériaux métalliques le plus couramment employés en médecine 22

**Chapitre.3 :Modélisation numérique d'un fémur ostéoporotique :Avant et après implantation d'une prothèse totale de hanche** 23

Tableaux 3.1. Taux de fracture des couple céramique –céramique et céramique polythène 39

Tableau.3. 2. Propriétés mécaniques de l'os du fémur. 41

# LISTE DES FIGURES

## Chapitre 1 : Généralités sur la physique médicale

Figure 1.1 : Les prémices des recommandations en Radioprotection	05
Figure 1.2 : Radium injecté par voie IV	06
Figure 1.3 : Développement des méthodes de Monte Carlo et des fantômes numériques	09
Figure 1.4 : Développement de l'imagerie en coupe Place croissante de l'imagerie	09

## Chapitre 02 : Quelques spécialités en physique médicale

Figure 2.1.Représentation de la distribution de dose dans un encéphale pour deux techniques d'irradiation	14
Figure 2.2. La radioprotection	15
Figure 2.3.Un examen de médecine nucléaire	17
Figure2.4.Une prothèse de genou	20
Figure2.5.Implant	21

### **Chapitre.3 :Modélisation numérique d'un fémur ostéoporotique :Avant et après implantation d'une prothèse totale de hanche.**

Fig. 3.2. Procédure standard de création de modèles éléments finis 3D personnalisés de fémurs à partir d'images CT-scan (Hraiech, 2010).	26
Fig. Fig. 3.3. Détermination de l'axe diaphysaire (Desmarais 2009).	28
Fig. Fig. 3.4. (a) Détermination de l'axe cervical, (b) Angle cervico-diaphysaire (Desmarais 2009).	29
Figure 3.5: Prothèse Totale de Hanche	30
Figure 3.6 : Prothèse totale de hanche cimentée	31
Figure 3.7 : P.T.H avec cupule en polyéthylène, tête en céramique et tige en titane	35
Figure 3.8 : P.T.H en céramique	36
Figure 3.9 : Chanfreinage spontané de la collerette : générateur de débris d'usure	37
Fig. 3.10. Géométrie du fémur intact.	41
Fig. 3.11. Géométrie du fémur avec implant (a-b) vue d'ensemble, (c) os cortical, (d) os spongieux, (e) implant de type charlney et (f) ciment orthopédique	43
Fig. 3.12. Représentation des conditions aux limites et de chargements appliqués.	44
Fig. 3.13. Distribution du déplacement équivalent dans le fémur pour les trois types de chargements	46
Fig. 3.14. Evolution du déplacement le long de la diaphyse du fémur intact.	47
Fig.3.15. Illustration de la répartition des contraintes de Von Mises dans la partie supérieure du fémur (vue de dessus) pour les trois types de chargements.	48
Fig. 3.16. Evolution des contraintes de Von Mises le long du path illustré dans les parties supérieures de la tête et du col du fémur.	49
Fig. 3.17. Représentation des conditions aux limites et de chargements appliqués pour le fémur prothésé.	50
Fig. 3.18. Distribution du déplacement équivalent dans le fémur prothésé pour les trois types de chargements	51
Fig.3.20. Distribution du déplacement équivalent dans l'implant pour les trois types de chargements.	53



# Introduction générale

## Introduction générale

La physique a contribué de manière significative aux progrès de la médecine. La physique médicale devenue une branche importante de la physique traitant, entre autres, des aspects importants des utilisations médicales des rayonnements, matériaux,...etc. Et de contribuer à la sécurité des patients et la qualité des soins. Les dernières décennies ont apportées une nouvelle révolution basée sur la physique dans la médecine, à travers d'énormes progrès dans l'imagerie médicale. A la suite de ces avancées, le rôle du physicien médical en environnement clinique est devenu plus important que jamais.

Dans cette mémoire, on va expliquer concrètement cette importance en prenant un exemple d'un matériel souvent utilisé dans la médecine grâce à ses propriétés physiques et chimiques. Ce matériel étant le céramique qu'on va l'utiliser pour remplacer une articulation d'un os de la hanche.

Dans un premier chapitre, on va définir globalement la branche de la physique médicale, son historique, son évolution, et ses actualités. D'autre part on va présenter le rôle d'un médecin physique en tant qu'une profession.

Le deuxième chapitre sera consacré à la description générale de différents domaines de la physique médicale : La Réadaptation, Radiothérapie, L'imagerie médicale, Médecine nucléaire, et la Médecine matérielle. On va donner un peu d'historique et quelques détails professionnels de ces branches.

Le troisième chapitre sera l'objectif de cette mémoire où on définit notre matériel qui est le céramique en donnant ces propriétés physiques et chimique et comment l'utiliser pour l'implanter dans une prothèse totale de hanche (PTH). On va assister notre étude par des modélisations numériques avant et après l'implémentation.

Finalement, je vais présenter une conclusion de ce travail et quelques perspectives pour des futures recherches.

# Chapitre 1 : Généralités sur la physique médicale

## Chapitre 1

### Généralités sur la physique médicale

#### 1.1 Introduction

Dans ce chapitre, on va décrire brièvement la branche de la physique médicale en donnant sa définition, son développement au cours de temps, ainsi que on va la voir de point de vue professionnelle.

#### 1.2 Terminologie

La médecine physique tire son nom des moyens physiques (mécaniques, électriques, thermiques, nucléaire, radiation,...) qu'elle utilisait et y était facilement réduite. On l'appelait également physiothérapie. Elle est par conséquent une branche de la physique qui regroupe toutes les applications de la physique en médecine.

#### 1.3 Points de repère historique

Historiquement, Le terme de « physique médicale » fut utilisé pour la première fois en 1779 dans les publications de la Société Royale de Médecine par le Secrétaire général permanent de la Société, Félix Vicq d'Azir (1748-1794). Voici les grandes étapes dans l'évolution de la Physique Médicale

- 1895- 1898 Les grandes découvertes
- 1898 - 1920 Ère des tâtonnements
- 1920 - 1950 Ere du pragmatisme
- 1950 - 1990 Ere de la rigueur scientifique
- 1990 - ... Ere des innovations technologiques et de la précision dans la réalisation des traitements en radiothérapie, développement de nouvelles techniques d'imagerie (CT, TEP, imagerie numérique...), et l'apparition des méthodes de simulation (Monte Carlo)

Et concernant les différents branches et procédures dans la physique médicale, on détail le développement de :

##### 1.3.1 La dosimétrie

- ❖ 1897: Essai de Calorimétrie (F. Dorn).
- ❖ 1902: Le Chromo-radiomètre (G. Holtzknecht).
- ❖ 1905: La méthode photographique (Kienböck) (film sur la peau du patient, film proposé comme référence en radioprotection en 1902 par W.Rollins).
- ❖ 1908: Technique de fluorescence: H.Guillemot.

### 1.3.2 Les unités de dose

- ❖ Roentgen ( R ) unité discutée lors du 1<sup>er</sup> Congrès International de Radiologie en 1925 et acceptée en 1928, étendue au rayons en 1934 puis mise en œuvre en 1937.
- ❖ rad « Radiation Absorbed Dose » unité proposée en 1918 , qui était définie comme « la quantité de rayons X qui, étant absorbée, peut causer la destruction des cellules en question », redéfinie en 1953 (100 ergs/g) puis en 1970 (0,01 J/kg).
- ❖ gray (Gy) défini en 1975 remplaça le rad en 1986 (1 Gy =100 rads).

### 1.3.3 Les isodoses mesurées

- ✚ 1921 : Dessauer and Vierhaller : courbes « iso-intensité ».
- ✚ 1923 : Coliez R, 1924 Holfelder et al : Courbes Isodoses (CI).
- ✚ 1929 : Mayneord: courbes isodoses / eau (130 -180 kV) – CI.

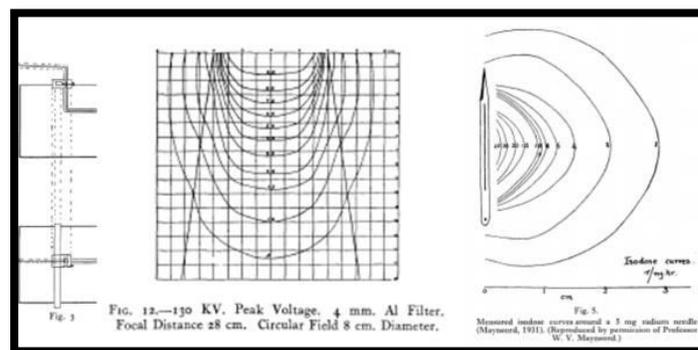


Figure 1.1 : Les prémices des recommandations en Radioprotection

- ✚ 1931 : Mayneord :
- ✚ isodoses (aiguille Radium) – CI.

- ✚ 1945 : Kemp : explorateur de fantôme (petite CI + moniteur) avec traçeur automatique.

### 1.3.4 La radioactivité artificielle

- ❖ 1934 : Découverte de la radioactivité artificielle.
- ❖ 1935 : Apparition de nouveaux radioéléments pour la curiethérapie.
- ❖ 1948 : Aiguilles de Cobalt 60- W.G.Myers (US).
- ❖ 1953-1954 : Grains d'Or 198 U.K. Henschke et al (US) B.Pierquin, J.Dutreix.
- ❖ 1957 : Fils d'Iridium 192 -Ch.Fisher, B.Pierquin.
- ❖ 1953-1960 : Développement des projecteurs de source or-198 et plus tard Iridium-192- UK Henschke, NY, B Pierquin, D Chassagne, Paris.
- ❖ 1960 : Iode 125 utilisé aux USA en curiethérapie interstitielle.

### 1.3.5 La Médecine Nucléaire (MN)

- ❖ 1913 : Radium injecté par voie IV.
- ❖ 1938 : Développement cyclotrons et radio-isotopes artificiels.
- ❖ 1957 : Caméra à scintillations d'Anger fin années

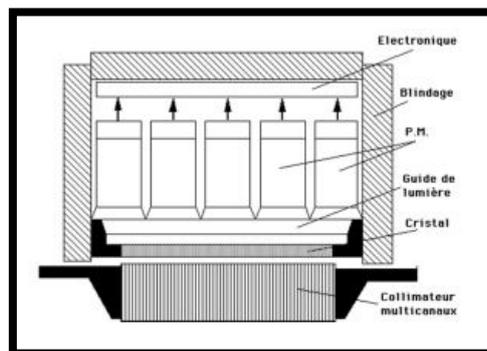


Figure 1.2 : Radium injecté par voie IV

### 1.3.6 La radionucléides

1934 Radioéléments artificiels	Joliot-Curie
1938 Production de $^{131}\text{I}$	Fermi et col.

1942 Réacteur nucléaire	Fermi et col.
1946 Radionuclides disponibles commercialement	Harwell
1962 Utilisation du $^{99m}\text{Tc}$ en médecine nucléaire	Harper
1970s $^{18}\text{F}$ -FDG pour l'imagerie TEP	

### 1.3.7. La thérapie en MN

1936 Usage thérapeutique du $^{24}\text{Na}$ (leucémie)	Hamilton et col.
1936 Usage thérapeutique du $^{32}\text{P}$ (leucémie et polyglobulie)	Lawrence
1941 Usage thérapeutique du $^{131}\text{I}$ (hyperthyroïdie)	Hertz et col.
1942 Usage thérapeutique du $^{131}\text{I}$ (traitement des métastases (du cancer thyroïdien))	Hertz et col.
1945 Usage thérapeutique du $^{198}\text{Au}$ (épanchement pleural malin)	Muller
1958 Traitement des métastases osseuses au $^{32}\text{P}$	Maxfield

### 1.3.8 L'instrumentation en MN

<b>1927 Compteur Geiger</b>	<b>Geiger</b>
<b>1944 Détecteur à scintillations (<math>\text{ZnS} + \text{PM}</math>)</b>	Curran
<b>1948 Cristal NaI</b>	Hofstadter
<b>1950 Scintigraphie</b>	Cassen
<b>1957 Caméras à scintillations</b>	Anger
<b>1953 Tomographie</b>	Kuhl
<b>1961 TEP</b>	Robertson

### 1.3.9 Le télé cobalt 60

- ❖ 1951 : Premier appareil de télé cobalt - Saskatoon Cancer (Canada).
- ❖ 1951-1953 : Appareil de cobalt-60 de 1000 curies de charge active (Houston)  
G.H.Fletcher-L.G.Grimmet
- ❖ 1960 : Appareil de télé cobalt avec rotation de la machine autour du malade.

### 1.3.10 Les accélérateurs linéaires (les précurseurs)

- ❖ 1955 : Dr Henry S. Kaplan (Stanford) fut le promoteur de l'utilisation des accélérateurs linéaires en radiothérapie.
- ❖ 1956 : Il réalisa le premier traitement avec un faisceau de RX de 6 MV pour un rétinoblastome de l'enfant.
- ❖ 1953 : Mullard (Philips) 4 MV double. gantry linac. –Newcastle Hospital.

### 1.3.11 Les nouvelles bases de la radiothérapie (1953-1954)

- Contention rigoureuse du malade.
- Localisation et délimitation de la tumeur en « 3 dimensions » à partir de plusieurs coupes du conformateur.
- Introduction du concept de volume cible.
- Calcul de la distribution de dose individuellement pour chaque malade.
- Calcul de la dose au centre du volume cible (au lieu de la dose à la peau).

### 1.3.12 Les développements technologiques et informatiques

- ❖ 1972 : Apparition du scanner.
- ❖ 1980 : Application en radiothérapie (représentation anatomique du patient et calcul de dose en 3D).
- ❖ Radiothérapie assistée par ordinateur.
- ❖ Imagerie multi modalités en radiothérapie (scanner, IRM, TEP) amélioration et définition des volumes.
- ❖ Accélérateurs dédiés (TomoTherapy) ou robotisés (Cyberknife).
- ❖ Techniques innovantes (IMRT, stéréotaxie, IGRT, gating, RT adaptative, IMBT,...).
- ❖ Développement des algorithmes de calcul de dose (calcul en 3D).
- ❖ Equipements de contrôle des traitements (imagerie portale).
- ❖ Développement et standardisation des méthodes dosimétriques.
- ❖ Simulation assistée par l'ordinateur (développement des méthodes de Monte Carlo et des fantômes numériques)

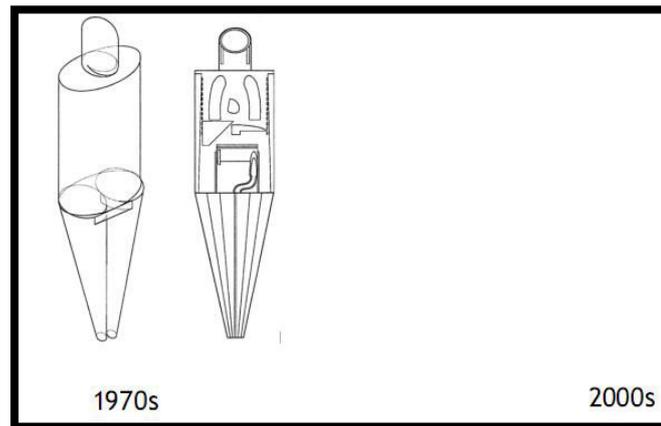


Figure 1.3 : Développement des méthodes de Monte Carlo et des fantômes numériques

- ❖ Développement de l'imagerie en coupe Place croissante de l'imagerie en radiothérapie et en médecine nucléaire : TEP-TDM et TEMP-TDM



Figure 1.4 : Développement de l'imagerie en coupe Place croissante de l'imagerie

Ainsi, on remarque que l'évolution dans la physique au cours de temps a joué un grand rôle dans le développement de la physique médicale.

## 1.4 La profession de la physique médicale

Dans les années 1990, le terme « Expert en Physique Médicale » (EPM) a été introduit et la participation des EPM était prévu également dans les «autres pratiques radiologiques ».

Les développements récents dans l'imagerie médicale et des changements dans les exigences réglementaires ont mis en évidence les difficultés rencontrées par certains États concernant la disponibilité dûment qualifié d'EPM. Le rôle du spécialiste en médecine physique est également de gérer les complications de toutes sortes des patients hospitalisés.

# Chapitre 2

## Quelques spécialités en physique médicale

## **Quelques spécialités en physique médicale**

### **2.1 Introduction**

Dans ce chapitre, on va décrire les domaines actifs dans la physique médicale et qui font l'objet des traitements cliniques et hospitaliers. Les principaux domaines sont : La Réadaptation, Radiothérapie, L'imagerie médicale, Médecine nucléaire, et la Médecine matérielle.

### **2.2 Réadaptation**

La médecine physique de la réadaptation (MPR) est une spécialité orientée vers la récupération de capacités fonctionnelles et de qualité de vie des patients atteints de handicap congénital ou acquis, par accident par exemple. Les médecins qui ont approfondi leurs études, souvent appelés « médecins rééducateurs », sont qualifiés en médecine physique et de réadaptation (MPR). Les rééducateurs sont particulièrement spécialisés dans les techniques de récupération d'une fonction optimale, particulièrement chez les sujets souffrant de lésion musculaire, articulaire, cardio-respiratoire ou cérébrale. On rencontre plusieurs programmes universitaires de cette spécialité. Citons par exemples : La lutte contre la douleur, traitement des maladies neuromusculaires, traitement de la fatigue chronique.

### **2.3 Radiothérapie**

#### **2.3.1 Principe**

La radiothérapie est une méthode de traitement locorégional des cancers, utilisant des radiations pour détruire les cellules cancéreuses en bloquant leur capacité à se multiplier. L'irradiation a pour but de détruire toutes les cellules tumorales tout en épargnant les tissus sains périphériques.

#### **2.3.2 Efficacité**

La radiothérapie est utilisée chez plus de la moitié des patients ayant un cancer. Elle est, avec la chirurgie, le traitement le plus fréquent des cancers et peut entraîner une rémission nette à elle seule. Elle peut être utilisée seule ou associée à la chirurgie et à la chimiothérapie. Ses indications sont liées au type de la tumeur, à sa localisation, à son stade et à l'état général

du patient. Elle peut être faite en ambulatoire, c'est-à-dire sans hospitalisation, car les séances sont de courte durée et les effets secondaires moindres que lors d'une chimiothérapie, hormis chez certains patients victimes d'une hypersensibilité individuelle aux rayonnements ionisants, hypersensibilité qui devrait bientôt pouvoir être diagnostiquée par des « tests de dépistage d'effets indésirables potentiels de la radiothérapie ». Des tests sont également attendus pour diagnostiquer une plus grande susceptibilité que la moyenne aux cancers radio-induits.

### **2.3.3 Objectifs**

Le but de cette spécialité vise à minimiser les conséquences de l'accident ou de la maladie, tant sur le plan fonctionnel et physique que psychologique et social, afin de réintégrer le patient à la place qui lui convient le mieux dans la société et de lui conserver sa place. La médecine physique se pratique en privé ou en hôpital, en consultation ambulatoire ou en hospitalisation de jour ou complète.

Le développement simultané de ces diverses applications de traitement et la rapide prise de conscience des dommages que peuvent provoquer les rayons X ou les rayons du radium vont rapidement impliquer la nécessité d'avoir des rayonnements thérapeutiques « sélectifs, ciblés et bien dosés ». Le premier traitement par radiothérapie c'était en juillet 1896 à Lyon lors d'un traitement d'une tumeur à l'estomac par le docteur Victor Dépeignes. La majorité de l'activité de physique médicale concerne la radiothérapie. Elle se compose de différents domaines que sont la métrologie des radiations ionisantes, la planification des traitements, les contrôles qualités et la radioprotection.

### **2.3.4 Dosimétrie**

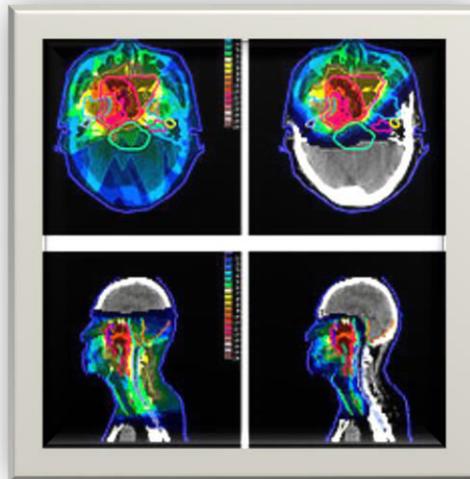
La mesure de la dose absolue dans un faisceau d'irradiation délivré par un accélérateur linéaire (La dose peut être délivrée par des faisceaux de photons ou d'électrons d'énergie comprise entre 1,25 MeV (bombe au cobalt) et plusieurs MeV pour les accélérateurs linéaires. Plus rarement les neutrons, les protons, les pions ou encore des photons d'énergie plus basse sont également utilisés) est le domaine réservé du physicien médical. Il permet de définir la performance de l'appareil en déterminant son débit. Sa connaissance est indispensable pour assurer la délivrance exacte de la dose prescrite par le radiothérapeute. Elle permet d'éviter le sous-dosage ou surdosage. Voici les doses maximales admissibles de certains organes :

- Moelle épinière : 45 Gy ;
- Tronc cérébral : 54 Gy ;
- Chiasma optique : 54 Gy ;
- Nerf optique : 60 Gy ;
- Cerveau : 60 à 70 Gy ;

- Parotides : 40 à 60 Gy ;
- Larynx : 60 à 64 Gy ;
- Poumons: 20 Gy ;
- Foie : 20 Gy ;
- Os : 50 Gy ;
- Prostate : 75 à 80 Gy ;
- Cœur : 45 à 50 Gy ;
- Cristallin : 12 Gy ;
- Thyroïde : 20 Gy.

### 2.3.5 Différents techniques

On distingue quatre grandes techniques de radiothérapie que sont la radiothérapie externe, la radio chirurgie, la curiethérapie et la radiothérapie métabolique. Chacune d'elle possède ses indications selon le type de tumeur et sa localisation.



Représentation de la distribution de dose dans un encéphale pour deux techniques d'irradiation

#### (a) Radiothérapie externe

La radiothérapie externe est la plus connue et la plus utilisée, la source de rayonnement est à l'extérieur du patient. Les bombes au cobalt, qui utilisent une source radioactive  $\gamma$  de cobalt 60, ont pratiquement disparu, au moins dans les pays développés, au profit des accélérateurs linéaires d'électrons produisant des faisceaux de rayons X haute énergie et des faisceaux d'électrons. Il existe trois techniques principales : la radiothérapie conventionnelle, la radiothérapie conformationnelle 3D (en 3 dimensions) et la tomothérapie ou radiothérapie hélicoïdale, mais qui est peu répandue.

#### (b) Curiothérapie

La source radioactive est placée pendant une durée limitée (le plus souvent quelques heures) ou définitivement, à l'intérieur du malade, dans la tumeur ou dans une cavité à son contact. Trois techniques principales, elles-mêmes se subdivisent en sous-techniques suivant leur débit de dose (bas débit et haut débit) et leur type de chargement (manuel ou différé). Il s'agit de la curiethérapie interstitielle, la curiethérapie endocavitaire et la curiethérapie endoluminale.

### (c) Radiothérapie métabolique

Dans le cas de la radiothérapie métabolique vectorielle, la source radioactive non scellée, sous forme liquide ou de gélule, est injectable et va se fixer sur les cellules cibles. Ce type d'examen n'est pas placé sous la responsabilité du radiothérapeute mais du médecin spécialisé en médecine nucléaire.

### (d) Radio chirurgie

La radio chirurgie est une modalité spécifique de radiothérapie externe dont les indications sont particulières. Ce mode de traitement nécessite des appareillages spécifiques utilisant des faisceaux ultra-focalisés. Parmi les appareils utilisés on trouve le Gamma knife, le Cyber knife et l'accélérateur adapté avec micro-mutilâmes.

## 2.3.6 La radioprotection

La radioprotection est l'ensemble des mesures prises pour assurer la protection de l'homme et de son environnement contre les effets néfastes des rayonnements ionisants.



## L'imagerie médicale

### 2.4.1 Principe

L'imagerie médicale regroupe les moyens d'acquisition et de restitution d'images du corps humain à partir de différents phénomènes physiques tels que l'absorption des rayons X, la résonance magnétique nucléaire, la réflexion d'ondes ultrasons ou la radioactivité auxquels

on associe parfois les techniques d'imagerie optique comme l'endoscopie. Apparues, pour les plus anciennes, au tournant du XX<sup>e</sup> siècle, ces technologies ont révolutionné la médecine grâce au progrès de l'informatique en permettant de visualiser indirectement l'anatomie, la physiologie ou le métabolisme du corps humain.

Développées comme outil diagnostique, elles sont aussi largement utilisées dans la recherche biomédicale pour mieux comprendre le fonctionnement de l'organisme. Elles trouvent aussi des applications de plus en plus nombreuses dans différents domaines tels que la sécurité ou l'archéologie.

L'image obtenue peut être traitée informatiquement pour obtenir par exemple :

- ❖ Une reconstruction tridimensionnelle d'un organe ou d'un tissu ;
- ❖ Un film ou une animation montrant l'évolution ou les mouvements d'un organe au cours du temps ;
- ❖ Une imagerie quantitative qui représente les valeurs mesurées pour certains paramètres biologiques dans un volume donné ; Dans un sens plus large, le domaine de l'imagerie médicale englobe toutes les techniques permettant de stocker et de manipuler ces informations. Ainsi, il existe une norme pour la gestion informatique des données issues de l'imagerie médicale.

### **2.4.2 Différentes techniques**

Suivant les techniques utilisées, les examens d'imagerie médicale permettent d'obtenir des informations sur l'anatomie des organes (leur taille, leur volume, leur localisation, la forme d'une éventuelle lésion, etc.) ou sur leur fonctionnement (leur physiologie, leur métabolisme, etc.). Dans le premier cas on parle d'imagerie structurelle et dans le second d'imagerie fonctionnelle.

#### **(a) L'imagerie structurelle**

Parmi les méthodes d'imagerie structurelles les plus couramment employées en médecine, on peut citer d'une part les méthodes basées soit sur les rayons X (radiologie conventionnelle, radiologie digitale, tomodensitomètre ou CT-scan, angiographie, etc.) soit sur la résonance magnétique nucléaire (IRM), les méthodes échographiques (qui utilisent les ultra-sons), et enfin les méthodes optiques (qui utilisent les rayons lumineux).

#### **(b) L'imagerie fonctionnelle**

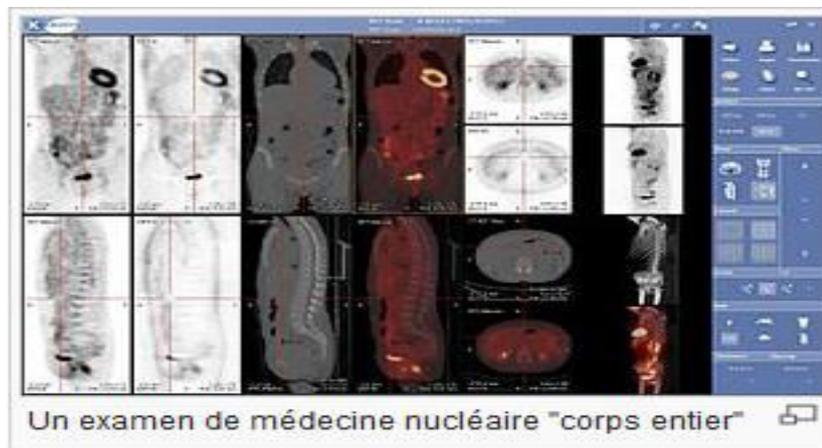
Les méthodes d'imagerie fonctionnelles sont aussi très variées. Elles regroupent les techniques de médecine nucléaire (TEP, TEMP) basés sur l'émission de positons ou de rayons gamma par des traceurs radioactifs qui, après injection, se concentrent dans les régions

d'intense activité métabolique, notamment dans le cas des métastases osseuses survenant dans un milieu dense, les techniques électro physiologiques qui mesurent les modifications de l'état électrochimique des tissus (en particulier en lien avec l'activité nerveuse), les techniques issues des l'IRM dite *fonctionnelle* ou encore les mesures thermographiques ou de spectroscopie infrarouge.

## 2.5 Médecine nucléaire

### 2.5.1 Principe

La médecine nucléaire comprend l'ensemble des applications médicales des médicaments radio pharmaceutiques (MRP) parfois aussi appelés radio traceurs. Administrativement on parle de sources radioactives non scellées. Bien qu'historiquement, ses premières contributions se firent surtout dans le domaine de l'oncologie, la médecine nucléaire permet aujourd'hui d'étudier pratiquement tous les systèmes du corps humain et trouve par ce fait des applications dans toutes les spécialités médicales, incluant la neurologie, la cardiologie, l'oncologie, l'endocrinologie, la néphrologie, la gastro-entérologie, la pneumologie, l'infectiologie, les diverses disciplines chirurgicales, etc.



### 2.5.2 Domaines d'applications

Les différents domaines d'application de la médecine nucléaire sont :

- ✓ l'imagerie fonctionnelle in vivo qui consiste en l'administration d'un traceur radioactif au patient permettant sa détection externe. Ce sont les scintigraphies (émission de rayonnements gamma) ou les tomographies par émission de positons (TEP) ;
- ✓ le diagnostic biologique in vitro : la radio-immunologie ;

- ✓ la radiothérapie métabolique : cela regroupe les applications thérapeutiques utilisant l'administration d'un produit radioactif dont le parcours dans la matière est suffisamment faible pour déposer son énergie directement au contact du tissu cible et de le détruire. exemple : la radiothérapie des cancers thyroïdiens par iode 131.

La médecine nucléaire se distingue de la plupart des autres techniques d'imagerie médicale en ce qu'on obtient des images physiologiques plutôt qu'anatomiques. Des molécules dont le comportement biologique est connu sont introduites dans le corps du patient de la façon appropriée au test en cours : injecté, avalé, inhalé, etc. Leur comportement est alors étudié par le biais de l'imagerie par émission. Les images obtenues peuvent être statiques mais parfois dynamiques. Certaines techniques permettent une reconstruction dynamique (mouvement) par superposition d'images prises à des temps différents (cœur). La médecine nucléaire se prête à la quantification.

## 2.6 Médecine matérielle

La médecine fait usage de matériaux soumis à des contraintes très spécifiques. Les matériaux « extérieurs », tels que les pansements, les textiles chirurgicaux, ou les attelles, par exemple, bénéficient des progrès scientifiques actuels. L'emploi de nouveaux polymères et le contrôle des textures apportent toujours plus de légèreté, de confort et d'efficacité. Mais la médecine moderne fait également un appel grandissant à des matériaux « intérieurs », en contact avec les fluides biologiques, que sont par exemple les prothèses osseuses ou vasculaires, et les dispositifs de contrôle des débits sanguins. La recherche des propriétés de résistance sur le long terme dans des milieux chimiquement évolutifs, et de plasticité nécessaire à l'utilisation de ces matériaux, nécessite la mise au point de matériaux polymères perfectionnés, rendue délicate par la difficulté des validations *in vivo*. Ce secteur de la médecine, guidé par le besoin de nouveaux matériaux, est en forte croissance du fait de la demande accrue du public en matière de santé.

### 2.6.1 Biomatériau

Un biomatériau est essentiellement un matériau qui est utilisé et adapté pour les applications médicales. Il peut être bio inerte, ayant pour rôle principale de remplacer une ou plusieurs fonctions d'un organe - par exemple le remplacement des valves du coeur - mais ils peuvent aussi être bioactifs, capables d'avoir une interaction forte avec l'environnement dans lequel ils sont implantés - comme par exemple le revêtement de prothèses de hanche par une couche d'hydrox apatite (partie minérale de l'os) qui améliore la biocompatibilité et

l'intégration de l'implant dans le site osseux. Par ailleurs, les biomatériaux sont aussi utilisés dans les applications dentaire, chirurgicale et la délivrance de produits médicamenteux (grâce à des outils introduits dans le corps et permettant de délivrer des substances médicales de manière prolongée). La définition d'un biomatériau n'inclut pas uniquement les biomatériaux artificiels qui sont construits à base de métaux ou de céramiques. Un biomatériau peut aussi être une autogreffe, allogreffe ou xenogreffe utilisée comme une transplantation de matériaux

Applications

### **2.6.2 Usage des biomatériaux**

Les biomatériaux ont plusieurs applications médicales ou paramédicales dans :

#### **❖ Ophtalmologie**

- Lentilles de contact (elles sont souvent exclues du domaine en raison de leur faible temps de contact avec les tissus organiques du corps)
- Implants
- Coussinets de récupération
- Produits visqueux de chambre postérieure

#### **❖ Odontologie - Stomatologie**

- Matériaux de restauration et comblement dentaire et osseux
- Traitement prophylactiques
- Orthodontie
- Traitement du parodonte et de la pulpe
- Implants
- Reconstruction maxillo-faciale

#### **❖ Chirurgie orthopédique**

- Prothèses articulaires (hanche, coude, genou, poignet...)
- Une prothèse de genou.
- Orthèses
- Ligaments et tendons artificiels
- Cartilage
- Remplacement osseux pour tumeur ou traumatisme
- Chirurgie de la colonne vertébrale
- Réparation de fractures (vis, plaques, clous, broches)
- Matériaux de comblement osseux injectables

#### **❖ Cardiovasculaire**

- Valves cardiaques
- Matériel pour circulation extra-corporelle (oxygénateurs, tubulures, pompes...)
- Cœur artificiel (Centre de recherche de l'hôpital Saint-François d'Assise, projet 2)
- Assistance ventriculaire
- Stimulateur cardiaque
- Prothèses vasculaires (Centre de recherche de l'hôpital Saint François d'Assise, projet 1)
- Matériel pour angioplastie luminale coronarienne et stents o Cathéters endoveineux



Figure2.4. Une prothèse de genou

❖ **Urologie/Néphrologie**

- Dialyseurs
- Poches, cathéters et tubulures pour dialyse péritonéale
- Rein artificiel portable
- Prothèses du pénis
- Matériaux pour traitement de l'incontinence

❖ **Endocrinologie-Chronothérapie**

- Un implant.
- Pancréas artificiel
- Pompes portables et implantables
- Systèmes de libération contrôlée de médicaments

- Biocapteurs
- ❖ **Chirurgie esthétique**
- Matériaux et implants
- Chirurgie générale - Divers
- Drains de chirurgie
- Colles tissulaires
- Peau artificielle
- Produits de contraste
- Produits pour embolisation
- Produits pour radiologie interventionnelle



Figure2.5.Implant

### 2.6.3 Biocompatibilité

Malgré les avancées de la recherche, il subsiste souvent des questions de biocompatibilité qui doivent être résolues avant que l'on puisse commencer à implanter ces produits sur le marché et que ceux-ci puissent être utilisés cliniquement. C'est pourquoi les biomatériaux sont souvent soumis aux mêmes exigences que les nouvelles thérapies médicamenteuses. Toutes les entreprises du domaine sont elles aussi soumises à des exigences de traçabilité de tous leurs produits. Si un matériel défectueux est découvert, les autres de la même gamme seront eux aussi vérifiés. De nombreux paramètres doivent être pris en compte pour que ces matériaux soient les plus biocompatibles possibles avec le corps et ses fonctions. Ils sont testés *in vitro* et *in vivo* avant leur mise en service, le plus important est celui *in-vitro* qui est la condition indispensable à la validation de tel ou tel biomatériau.

Matériaux	Applications biomédicales	Applications industrielles (exemples)	Éléments
Ttane et alliages de titane	Prothèses de la hanche Vis Implants dentaires	Aérospatiale Échangeurs de chaleur Bâtons de golf	Titane, aluminium, vanadium
Nitinol	Stents Filtres à veine cave Odontologie	Montures de lunettes	Nickel, titane
Alliages de cobalt-chrome	Odontologie Prothèses de la hanche Valves cardiaques	Turbines Aérospatiale	Cobalt, chrome, molybdène, fer, nickel
Aciers inoxydables	Stents Vis et plaques de fixation Pompes, valves	Tuyauterie Électroménager Ustensiles de cuisine	Fer, chrome, nickel, manganèse, molybdène

Tableau.2.1. Applications biomédicales et industrielles des matériaux métalliques le plus couramment employés en médecine

**Modélisation numérique d'un fémur ostéoporotique :  
Avant et après implantation d'une prothèse totale de hanche.**

**Chapitre.3 :  
Modélisation numérique d'un fémur ostéoporotique :  
Avant et après implantation d'une prothèse totale de hanche.**

### **3.1. Introduction**

La structure ostéoarticulaires tient une place importante dans l'appareil locomoteur, elle soutient son poids propre, celui des tissus mous et supporte les efforts produits par les activités quotidiennes. Sa résistance dépend de son état de minéralisation et de sa géométrie, qui eux-mêmes dépendent des sollicitations supportées. Ainsi l'os optimise sa masse et sa géométrie à travers le processus de remodelage et améliore sa portance. Ce phénomène peut être altéré par des déséquilibres métaboliques comme l'ostéoporose ou par des traumatismes. Il en résulte en général des fractures, dont les plus importantes sont celles qui touchent la partie proximale du fémur. La conséquence directe de ce type de fracture est le remplacement de l'articulation par une Prothèse Totale de Hanche (PTH). Le nombre d'implantations prothétiques ne cesse d'augmenter compte tenu de l'allongement de l'espérance de vie des patients. Etudier le comportement des prothèses et leurs performances est un enjeu majeur et nécessite à la fois des études sur le comportement des biomatériaux et leur usure mais également sur les problèmes d'interface entre biomatériaux et tissus vivants.

L'objectif de ce travail est d'étudier la répartition des contraintes au sein du tissu osseux et l'influence de la perturbation des zones de sollicitations dans un fémur ostéoporotique. Pour cela, deux modèles de comportement mécanique de l'os sont développés, d'une part, un modèle 3D d'os ostéoporotique non prothésé, d'autre part, le modèle avec implant

### **3.2.Construction du modèle géométrique 3D du fémur**

Pour prendre en compte l'hétérogénéité des densités osseuses et obtenir un modèle plus « proche de la réalité », Huiskes et Hollister (1993) fut un des premiers à développer à partir d'images CT-scan un modèle générique 3D de fémur dont la forme et la distribution de densité étaient représentatifs d'une banque de 160 spécimens (Fig. 3.1). Historiquement, les images scanner étaient utilisées uniquement pour le diagnostic. Au fur et à mesure, leur utilisation a évolué vers la création de modèles 3D des organes pour la visualisation ou des applications comme l'analyse par

*Chapitre.3 :Modélisation numérique d'un fémur ostéoporotique :  
Avant et après implantation d'une prothèse totale de hanche.*

---

éléments finis, le design d'implants personnalisés, la réalité virtuelle ou l'évaluation préclinique (Viceconti et al. 2001).

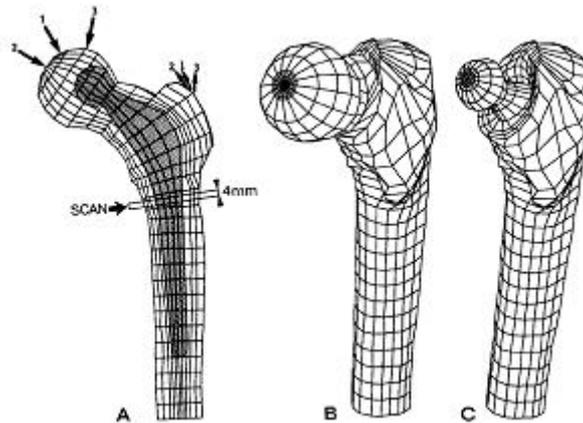


Fig. 3.1.Un des premiers modèles éléments finis 3D de fémur prothésé issus d'images CT-scan (Huiskes 1992).

Aujourd'hui, la reconstruction de géométries 3D d'un fémur personnalisé est balayé par tomodynamométrie. Une série de près de 400 coupes espacées de 1.25 mm est nécessaire afin de couvrir la pleine longueur du fémur droit du patient à l'étude, opéré à la hanche du même côté. Ces informations discrètes sont enregistrées sous le format DICOM (Digital Imaging and Communications in Médecine) qui utilise une plage dynamique supérieure aux images classiques en allouant le codage sur 10 bits par pixel. Les images tomographiques résultantes sont constituées d'une matrice de 512 pixels carrés d'une largeur de 0.818 mm chacun. A partir de l'empilement d'images scanner au format DICOM est facilitée grâce à la commercialisation de logiciels spécifiques tels que Mimis ou Simpleware, mais demande toujours un certain niveau d'expertise. La procédure standard (Fig. 3.2) pour la génération d'un modèle d'éléments finis spécifique pour chaque patient, se réalise en 3 grandes étapes :

- La segmentation (contours) et la reconstruction géométrique 3D de l'os (maillage .stl)
- La conversion du format .stl au format NURBS relisable dans un outil de CAO
- Le maillage de cette géométrie dans un code de calcul (ABAQUS, ANSYS...)

*Chapitre.3 :Modélisation numérique d'un fémur ostéoporotique :  
Avant et après implantation d'une prothèse totale de hanche.*

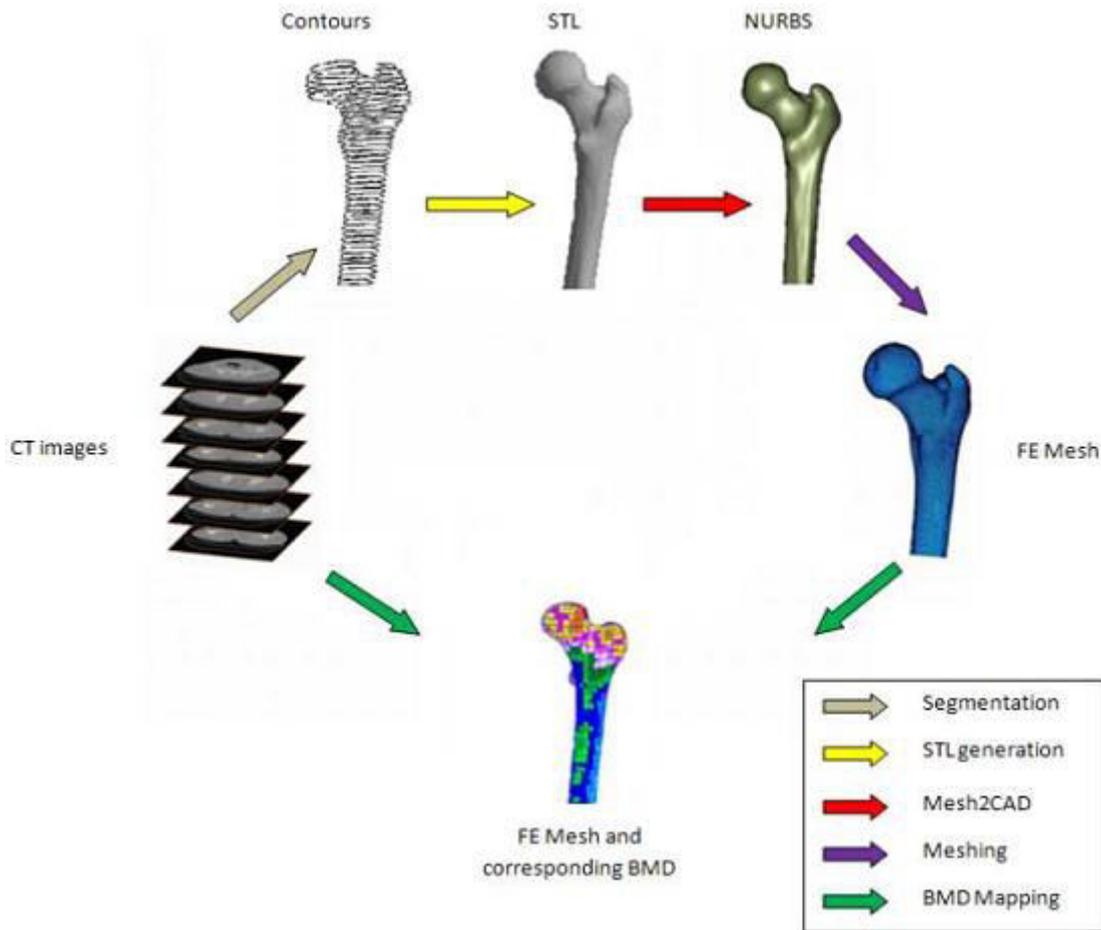


Fig. 3.2. Procédure standard de création de modèles éléments finis 3D personnalisés de fémurs à partir d'images CT-scan (Hraiech, 2010).

En effet, la principale étape de la reconstruction 3D est la segmentation, pendant laquelle le tissu d'intérêt est identifié. Les CT-scan procurent des images en coupe qui permettent de distinguer clairement l'os cortical des tissus mous. Cependant, des difficultés apparaissent pour bien différencier l'os des tissus mous dans le cas de perte osseuse ou d'une structure trop inhomogène. Bien que des outils devant permettre d'automatiser la segmentation soient proposés, la complexité des géométries étudiées nécessite le plus souvent une approche semi-automatique par reconstruction des contours (Boucher 2010).

### **Segmentation des images médicales**

Contrairement à l'image 2D qu'on peut apprécier dans son ensemble dès la saisie, le rendu volumique pour sa part oblige le passage à une étape supplémentaire cherchant à partitionner le volume d'intérêt par rapport à la masse totale. Il s'agit alors de

*Chapitre.3 :Modélisation numérique d'un fémur ostéoporotique :  
Avant et après implantation d'une prothèse totale de hanche.*

---

segmentation d'image. Elle se définit comme étant le «procédé qui consiste à séparer dans une image les objets les uns des autres et de l'arrière-plan en extrayant les contours ou en segmentant en régions homogènes» (Desmarais 2009). En pratique, cette procédure consiste à dissocier les tons de gris de chaque image médicale en délimitant les contours décrits par les zones où la masse osseuse est plus compacte (pixels clairs) ou bien moins dense (pixels sombres).

Le logiciel commercial Mimics est destiné à la reconstruction et la visualisation tridimensionnelle de structures corporelles basé sur des données radiographiques. Des outils intégrés au logiciel agissent au niveau de la détection des pixels voisins selon une certaine tolérance dictée par une plage de niveaux de gris, allouant ainsi l'accroissement automatique des régions. Il y a aussi la possibilité d'y inclure un seuillage qui, au moyen d'une comparaison entre la valeur d'un pixel et un seuil de référence, permet l'élimination des tons de gris appartenant à des corps de densité inférieure ou supérieure à celui étudié. Il est toutefois nécessaire d'apporter les corrections manuelles nécessaires afin de bien ajuster les contours segmentés aux limites physiques de l'os qui apparaissent parfois plus floues pour cause de bruit numérique. Les pixels de ces images, une fois partitionnés en sous groupes, forment ensuite des masques indépendants en fonction du type de tissu osseux, qu'il soit cortical ou bien trabéculaire. Cette séparation tissulaire est essentielle compte tenu que des propriétés mécaniques distinctes doivent être attribuées indépendamment à chacun d'eux.

### **3.3.L'axe diaphysaire**

Il s'agit en fait de l'axe longitudinal de la diaphyse. Maintes techniques ont été développées pour délimiter ce repère dans la littérature, tantôt en ayant recours à des bornes anatomiques localisées sur la pleine longueur du fémur et d'autres fois en n'utilisant que la portion proximale de l'os. Ici il est admis que cet axe doit parcourir la trajectoire rectiligne définie par le point médian entre les épicondyles (conformément à l'ISB) et le point au plus creux de la fosse trochantérique, localisée à la base du grand trochanter du côté antérieur (Fig. 3.3). Les points définissant chacune des extrémités médiale et latérale des épicondyles, nommés apex, sont prélevés sur le contour extra cortical de la section transversale maximale de chacun d'eux. De là il est possible d'en extraire le point médian au segment reliant ces deux apex. Le point localisé à la fosse

trochantérique est déterminé sans technique d'évaluation objective et est laissé au jugement des cliniciens.

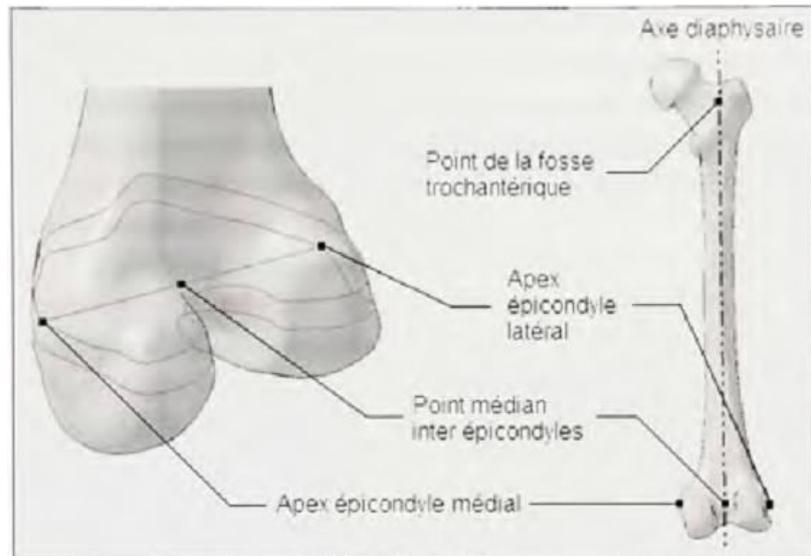


Fig. Fig. 3.3. Détermination de l'axe diaphysaire (Desmarais 2009).

#### **3.4. L'axe cervical**

L'axe cervical, ou axe naturel du col fémoral, est dans la littérature la plupart du temps dérivé d'une droite passant par le centre de la plus petite section du col fémoral (isthme cervical) et croisant le centroïde de la tête fémorale (Kang et al. 2005). D'après Desmarais (2009), il est jugé plus adéquat d'utiliser l'intersection de deux plans orthogonaux dans les vues coronale et transversale de manière à obtenir une référence planaire en prévision de l'étape où intervient la variation de l'angle d'implantation (Fig. 3.4.a). Ces plans passent par le centroïde de la tête fémorale et varient en orientation des plans anatomiques afin de respecter l'obliquité naturelle du col dans les directions antérieure-postérieure (antéversion-rétroversion) et supérieure-inférieure (vams-valgus). L'axe cervical forme un angle avec l'axe diaphysaire, mesure au nom d'angle cervico-diaphysaire. Puisque ces deux vecteurs sont déterminés de manière indépendante l'un de l'autre et donc ne s'intersectent normalement pas, il est nécessaire de réaliser une projection dans le plan coronal pour être en mesure de recueillir cette lecture (Fig. 3.4.b).

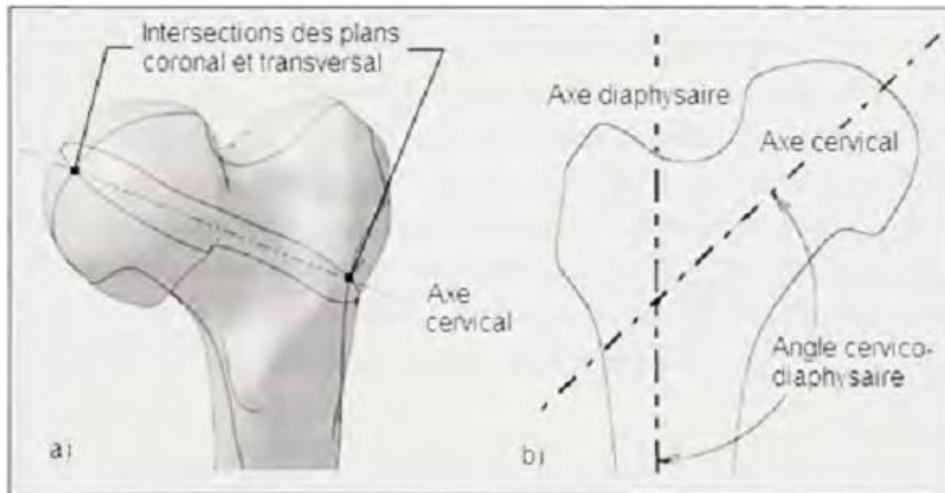


Fig. Fig. 3.4. (a) Détermination de l'axe cervical, (b) Angle cervico-diaphysaire  
(Desmarais 2009).

### **3.5.LES MATÉRIAUX UTILISÉS POUR LES P.T.H.**

Les matériaux destinés à être en contact permanent ou provisoire avec les systèmes biologiques doivent obéir à des règles très strictes, notamment de biocompatibilité et de bio-compétence, pour pouvoir être utilisés en pratique médicale. La biocompatibilité est définie par l'absence de réaction de l'organisme vis à vis d'un matériau sous la forme d'un élément complet ou sous forme de produits d'usure ou de corrosion susceptibles d'être libérés par cet élément. La bio-compétence est caractérisée elle, par la capacité du matériau à supporter les contraintes mécaniques qu'il est supposé subir. Ces deux propriétés sont regroupées sous le terme de bio-fonctionnalité, ou aptitude d'un matériel à remplir la fonction attendue pendant la durée prévue. Toutes les prothèses, quel qu'en soit le mode de fixation (avec ou sans ciment), sont soumises aux mêmes principes biologiques: la réaction de l'organisme aux corps étrangers microscopiques (débris d'usure du polyéthylène de la cupule, débris produits de la corrosion métallique). Ces mécanismes ne sont pas spécifiques des arthroplasties mais font appel aux processus généraux de l'inflammation et à ses médiateurs, ou plus exceptionnellement aux mécanismes immunologiques. La dimension des particules d'usure détermine le type de réaction de l'organisme: lorsque les fragments sont très petits, de l'ordre du micron, ou de forme très irrégulière (débris d'alliage de titane, par exemple), il se produit une réaction macrophagique intense, même si les particules sont en quantité modérée. La réaction macrophagique se traduit par une résorption osseuse,

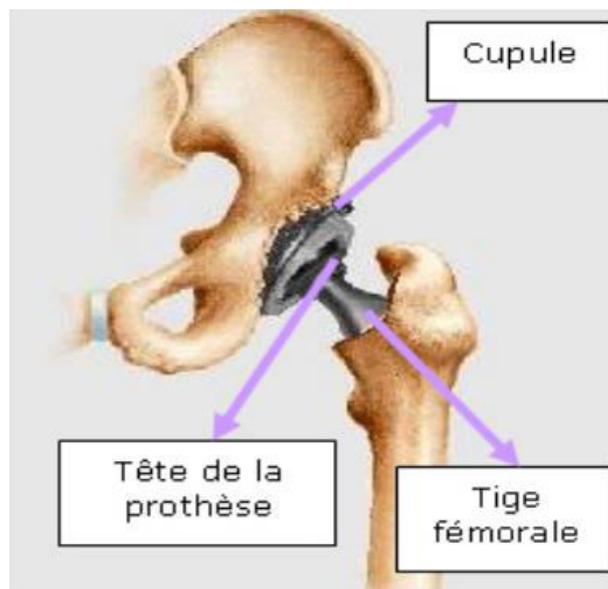
*Chapitre.3 :Modélisation numérique d'un fémur ostéoporotique :  
Avant et après implantation d'une prothèse totale de hanche.*

---

ou ostéolyse, qui à la longue déstabilise la prothèse. Les particules de plus de 10 microns, trop volumineuses pour être phagocytées, sont entourées de cellules géantes et de tissu fibreux qui apparaît radiologiquement sous la forme d'un liseré radio transparent et ne donnent pas naissance à un granulome inflammatoire. Les ions métalliques libérés au contact de l'implant passent dans la circulation générale et sont retrouvés dans des viscères (rate, foie, poumon, rein) et des muscles. La résorption osseuse peut avoir d'autres origines. Elle peut être liée à la trophicité de l'os porteur et notamment à l'ostéoporose (Glossaire). Plus souvent, la résorption osseuse est due aux contraintes mécaniques exercées par la prothèse sur les support osseux.

Par ailleurs, lorsqu'un processus de descellement est très avancé, il devient difficile de distinguer le mécanisme primaire des facteurs secondaires. Un descellement peut être accompagné de fracture ou d'effritement du ciment acrylique.

### **3.5.1MATÉRIAUX CONSTITUTIFS DES IMPLANTS PROTHÉTIQUES**



**Figure 3.5: Prothèse Totale de Hanche**

#### **3.5.1.LES ALLIAGES MÉTALLIQUES**

Ils constituent l'ensemble des tiges fémorales, certaines têtes fémorales et la plupart des coques externes des cupules lorsqu'elles existent :

### 3.5.1.1.Aciers Inoxydables

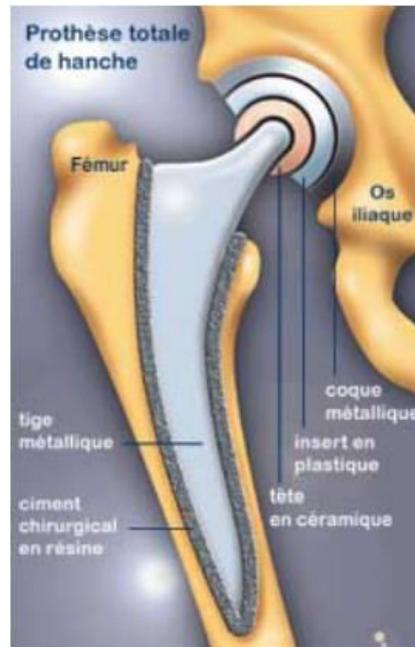


Figure 3.6 : Prothèse totale de hanche cimentée

Seuls sont utilisés les aciers austénitiques (Glossaire) qui sont amagnétiques et résistants à la corrosion. L'alliage 316L contenant 0,03% de carbone constitue le meilleur acier orthopédique. Il est particulièrement destiné à la fabrication d'implants permanents comme les prothèses. Sa teneur en carbone améliore sa résistance à la corrosion en milieu biologique. Sa teneur en chrome, égale à 12% au minimum, assure une passivation par une couche d'oxyde de chrome. Ses propriétés mécaniques sont les suivantes :

1. Le module de Young  $E = 200$  GPa.
2. La limite élastique  $e = 280$  MPa.
3. La contrainte à la rupture en traction  $r = 520$  MPa.
4. La résistance à la fatigue  $f = 250$  MPa.

L'acier inoxydable reste cependant sensible à la corrosion *in vivo* avec relargage d'ions ( $Ni^{2+}$ ,  $Cr^{3+}$ ,  $Cr^{6+}$ ) et ce d'autant plus qu'il existera des micromouvements de l'implant. Il est également très rigide.

### 3.5.1.2.Alliages à base de cobalt

**Chapitre.3 :Modélisation numérique d'un fémur ostéoporotique :  
Avant et après implantation d'une prothèse totale de hanche.**

---

Leur utilisation fait suite aux résultats obtenus par les odontologistes dans la fabrication de prothèses dentaires. Ils sont bien tolérés, très durs et peu déformables. Ils peuvent être moulés selon le principe de la cire perdue (vitallium, vinertia, zimalloy, tellite HS 21) ou forgés (vitallium forgé, Protasul 2 (Cr, Co, Mo), Protasul 10 (Cr, Ni, Co, Mo)). Les alliages moulés, composés de 63 à 65% de cobalt, 26 à 30% de chrome, 4 à 7% de molybdène et de moins de 2,5% de nickel, sont difficiles à usiner mais, du fait de leur dureté, sont bien adaptés pour constituer des surfaces de frottement. La composition et les propriétés mécaniques des alliages forgés varient d'un alliage à l'autre. Citons pour mémoire celles du Protasul 10 :  $E = 220 \text{ GPa}$ ,  $e = 640 \text{ MPa}$ ,  $r = 835 \text{ MPa}$ ,  $f = 530 \text{ MPa}$ . La passivation de la surface par une couche de chrome assure une excellente résistance à la corrosion. Malgré cela, il existe toujours une dissolution passive du métal. Si ces alliages résistent mieux à la corrosion que les aciers inoxydables, ils sont également très rigides.

### **3.5.1.3. Alliages à base de titane**

On les rencontre sous deux formes : le Protasul 64 WF (Ti6Al4V) et le Protasul 100 (Ti6Al7Nb) qui ne contient pas de vanadium. Le vanadium serait responsable de réactions d'intolérance. Ils sont caractérisés par une bonne résistance à la fatigue et par un module d'élasticité deux fois moins élevé que celui des aciers inoxydables et des alliages de cobalt-chrome :  $E = 110 \text{ GPa}$ ,  $e = 1050 \text{ MPa}$ ,  $r = 1185 \text{ MPa}$ ,  $f = 650 \text{ MPa}$ . Leur dureté médiocre les rend inadaptés pour constituer des surfaces de frottement. Il existe un risque d'abrasion de la couche de dioxyde de titane et de corrosion en présence de ciment. R19. Sa rigidité est près de deux fois moindre que celle des alliages classiques, et notamment des stellites : ceci améliorerait la transmission des contraintes à l'os, encore que le rapport des élasticités de ces deux matériaux soit de l'ordre de 1 à 10. Sa compatibilité varie selon l'état du matériau. Elle paraît meilleure lorsque l'implant est sous forme massive, puisque l'interface entre les tissus vivants et le métal est très fine, l'os venant au contact même du matériau. Par contre, sous forme de débris d'usure, la tolérance est moins bonne que celle des autres alliages, une quantité équivalente de débris entraînant une réaction macrophagique plus intense, et une élévation plus élevée de la concentration des médiateurs de l'inflammation. Mais c'est sa dureté qui est vraisemblablement le facteur prédominant dans les intolérances rapportées ; en effet cette dureté (évaluée par pénétration d'un poinçon sous une force donnée) est près de

deux fois inférieure à celle de matériaux tels que les stellites. Cette faible dureté entraîne une grande importance de débris à l'occasion de la friction : l'usure induite par les petits déplacements de l'alliage de titane est particulièrement importante. Or, les prothèses de hanche de conception moderne comportent plusieurs assemblages soumis à ces petits déplacements. Nous pouvons résumer les principaux problèmes avec les métaux et alliages métalliques en ces quelques points:

1. Corrosion électrochimique et durabilité.
2. Mécanismes de dégradation non électrochimiques incluant les interactions protéine/métal.
3. Réactions immunitaires et d'hypersensibilité.
4. Adaptation des propriétés mécaniques.
5. Propriétés de frottements et problèmes de débris.

#### **3.5.1.4.LES POLYMÈRES**

Le principal polymère utilisé pour des applications orthopédiques est le polyéthylène avec haute densité. Le polyéthylène actuellement retenu comme matériau des cupules est le UHMWPE (Ultra HighMolecularWeightPolyEthylene). C'est un matériau viscoélastique dont le module d'élasticité, voisin de 0,7 GPa, est plus proche de celui du ciment et de l'os que les alliages métalliques ou la céramique et dont les propriétés d'amortissement ménagent l'ancrage os – ciment. Sa biocompatibilité est excellente même vis-à-vis des particules de polyéthylène si leur quantité reste suffisamment faible pour permettre l'élimination des débris.

Le problème essentiel du polyéthylène est son usure par abrasion liée à la présence d'un troisième corps ou d'irrégularités sur la surface (métal ou céramique) en regard du polyéthylène : par adhérence (liée à l'élimination par le frottement des irrégularités à la surface du polyéthylène), par fatigue (liée au vieillissement et qui apparaît selon certaines études à partir de la 8ème année) ou par fluage. Les prothèses cimentées ont une grande longévité si l'épaisseur du polyéthylène est de l'ordre de 10 mm (8 mm en fond de rainures). Dans ce cas, le polyéthylène joue le rôle d'un répartiteur de forces, évitant toute surcharge localisée du ciment autour de la cupule. Ceci explique sans

*Chapitre.3 :Modélisation numérique d'un fémur ostéoporotique :  
Avant et après implantation d'une prothèse totale de hanche.*

---

doute la longévité des prothèses de Charnley, où, en raison du faible diamètre de la tête fémorale, une épaisseur importante de la cupule a pu être conservée.

Dans le cas contraire, le polyéthylène flue et se déforme, entraînant des sollicitations anormales du ciment, au pôle supérieur de la tête, avec dégradation du ciment, granulome acrylique et descellement à partir du pôle supéro - médial de la prothèse.

Les principaux problèmes mal résolus avec les polymères actuellement mis en œuvre ne concernent pas que la biocompatibilité à l'interface matériau- tissu. Pour les polymères non résorbables on peut citer :

1. Instabilité au rayonnement gamma.
2. Réactivité à certains types de médicaments.
3. Stabilité hydrolytique.
4. Calcification.
5. Risques liés aux additifs, aux composants de bas poids moléculaire, aux produits de dégradation in vivo, aux produits résiduels de stérilisation.
6. Manque de standards.
7. Manque de mesures de dégradation et de bio-résorption.
8. Effets biologiques des produits de dégradation.
9. Effets des enzymes sur la dégradabilité.
10. Erosion de surface ou érosion de la masse.
11. Effets de la stérilisation sur la biodégradabilité.
12. Effets de la stérilisation sur les agents pharmacologiques incorporés au polymère.
13. Effets sur la cicatrisation.
14. Remplacement des tissus naturels.
15. Vieillissements physique et chimique.
16. Effet de la stérilisation.
17. Interactions avec les éléments vivants (macromolécules, cellules, organes, etc...).
18. Devenir en cas d'utilisation limitée dans le temps.
19. Effets biologiques positifs ou négatifs.

*Chapitre.3 :Modélisation numérique d'un fémur ostéoporotique :  
Avant et après implantation d'une prothèse totale de hanche.*

---

Les polymères, par la nature de leur construction moléculaire à base d'éléments de répétition, sont des candidats du futur pour l'élaboration de prothèses permanentes ou temporaires sophistiquées, ou encore pour remplacer des matériaux actuellement d'origine naturelle.

**3.5.1.6.LES CÉRAMIQUES**



Figure 3.7 : P.T.H avec cupule en polyéthylène, tête en céramique et tige en titane

Les céramiques se caractérisent par une température de fusion élevée et un comportement fragile, qui déterminent leurs domaines d'application. Elles incluent des oxydes, des sulfures, des borures, des nitrures, des carbures, des composés Inter métalliques. Deux céramiques sont actuellement utilisées comme matériau des têtes fémorales :

l'alumine  $Al_2O_3$  et la Zircone  $ZrO_2$ . Ils sont utilisés dans les têtes de prothèses de hanche, ainsi qu'en odontologie pour les implants dentaires. Il faut signaler tout particulièrement les utilisations et les développements de deux céramiques à base de phosphate de calcium :

l'hydroxyapatite (HAP) et le phosphate tricalcique (TCP). En effet, ces matériaux présentent l'avantage d'être ostéo-conducteurs, c'est-à-dire de favoriser la repousse osseuse au contact et la colonisation par l'os.

*Chapitre.3 :Modélisation numérique d'un fémur ostéoporotique :  
Avant et après implantation d'une prothèse totale de hanche.*

L'une des différences essentielles entre les métaux et les céramiques est le caractère «fragile» des céramiques. Les céramiques ne peuvent pas s'adapter à une déformation de plus de quelques micromètres. Contrairement aux métaux, les céramiques ne présentent pas de plasticité (aptitude à la déformation). Elles se caractérisent par un comportement purement élastique, avec un module de Young élevé, et ce jusqu'à ce que la contrainte à rupture soit atteinte. Bien que les céramiques présentent une rupture de type «fragile», certaines d'entre elles peuvent résister à des contraintes très élevées et on ne peut plus alors les considérer comme des matériaux fragiles, même si leur absence totale de plasticité ne leur permet pas d'accommoder par déformation les concentrations de contraintes.

**3.5.1.7.L'Alumine**



Figure 3.8 : P.T.H enciramique

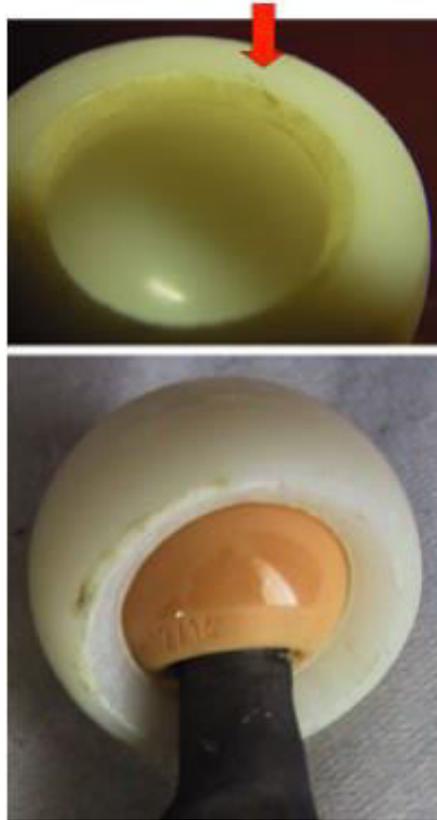


Figure 3.9 : Chanfreinage spontané de la collerette : générateur de débris d'usure

Les composants en céramique d'alumine ont été utilisés pour la première fois dans les années 1970, d'abord en France, puis en Allemagne. Plusieurs études ont clairement démontré que le taux d'usure du polyéthylène face aux têtes alumine était nettement inférieur au taux d'usure observé face à l'acier inoxydable ou aux alliages Co-Cr. Semlisch et al ont démontré

que l'usure du polyéthylène était 20 fois inférieure pour des têtes en alumine comparé aux têtes en alliage Co-Cr. Ce résultat a été confirmé par plusieurs résultats cliniques.

En réponse aux problèmes liés à l'usure du polyéthylène, des chercheurs introduisirent le couple articulaire alumine – alumine en 1970. Dans le domaine médical, cette céramique doit répondre à un cahier des charges très précis: densité supérieure à 3,93 ;

**Chapitre.3 :Modélisation numérique d'un fémur ostéoporotique :  
Avant et après implantation d'une prothèse totale de hanche.**

---

taille de grains inférieure à 6 micromètres ; résistance à la flexion 500 MPa ; résistance à la compression > 4 000 MPa ; résilience – résistance aux chocs : 45 N/cm<sup>2</sup>. Ce matériau présente une excellente résistance à toutes les formes de corrosion, une bonne biotolérance sous forme massive et sous forme de particules, une densité élevée et une structure cristalline très fine permettant d'avoir un excellent état de surface après polissage, l'indice de rugosité Ra pouvant atteindre 0,01m, une mouillabilité et une dureté élevées. Ces propriétés lui confèrent des caractéristiques d'usure et de frottement remarquables. Cependant, la différence importante entre les modules d'Young de l'alumine (380 GPa), de l'os sous-chondral (0,2 à 2,2 GPa) et du ciment (3GPa), de même que l'absence de propriétés d'amortissement de l'alumine peuvent être à l'origine, lorsqu'elle est utilisée comme matériau de la cupule, d'un taux de descellement supérieur à celui enregistré pour des cupules en polyéthylène cimentées.

L'alumine est un matériau fragile qui résiste peu aux chocs et qui supporte mal une répartition des contraintes non uniforme.

Les couples céramiques – céramiques ont conduit à de nombreux problèmes tels que des fractures de cupules ou une usure inexplicée rapidement évolutive dès la libération des premiers débris de céramique. Par ailleurs, la pureté de l'alumine doit être maximale pour éviter les fissures entre les grains et la sphéricité de la tête doit être parfaite au micromètre près. Dans quelques cas, la qualité de la céramique d'alumine a été considérée comme origine de la fracture. La céramique d'alumine (Ostalox®) n'était pas conforme à la norme ISO 6474 (1979), en particulier concernant la taille des grains trop importante. Plusieurs articles de synthèse existent sur les fractures de têtes en céramique. Ces études sont intéressantes pour une estimation statistique du taux de fracture en raison du plus grand nombre de PTH considéré dans ces études. Une de ces études, réalisée par F.P. Castro et al. , est basée sur les rapports médicaux à la FDA et analyse le taux de fracture aux USA. Sur un total de 1 717 rapports médicaux sur les prothèses de hanche entre 1984 et 1993, 1 327 concernaient les PTH et 18 traitaient d'une fracture de tête céramique, soit un taux de fracture de 1,35%. Deux fracture ont été observées pendant l'implantation, lors de l'impaction, les autres fractures étant observées en moyenne au bout de 26 mois, avec une étendue de 1 à 115 mois. Aucune

**Chapitre.3 :Modélisation numérique d'un fémur ostéoporotique :  
Avant et après implantation d'une prothèse totale de hanche.**

information n'est fournie sur le type de céramique utilisée, mais compte tenu de la période analysée, il s'agit probablement d'alumine E.W. Fritsch et M. Gleitz ont publié une étude plus large sur les fractures des têtes

céramique dans les PTH, en analysant 4 341 têtes en alumine associées, soit à des cotyles en polyéthylène (1 464 cas) ou à des inserts en alumine (2 693 cas). L'analyse couvre une période de 20 ans entre 1974 et 1994 et est résumée dans le Tableau 3.1.

	Période d'implantation	Nombre d'implants	Nombre de fractures	Taux de fracture	Etendue
CERAMIQUE CERAMIQUE	1974-1994	5530	40	0,7 %	0-13%
CERAMIQUE UHMWPE	1974-1994	5170	12	0,2 %	0-1.6%

**Tableau 3.1** Taux de fracture des couples céramique-céramique et céramique-polyéthylène

Ces données montrent clairement que, pour les séries considérées, le taux de fracture est nettement supérieur pour les couples céramique-céramique à celui des couples céramique- polyéthylène. L'une des raisons de cette différence pourrait être la forte réduction de la surface de contact tête/cupule dans le cas d'une cupule en céramique, entraînant des

contraintes de traction plus importantes dans la tête céramique. Une modélisation par Analyse par Eléments Finis (FEA) a confirmé que les contraintes de traction dans les têtes céramique étaient plus élevées pour les couples céramique-céramique que celles observées pour les couples céramique-polyéthylène, conduisant ainsi à une probabilité de rupture plus élevée. Toutefois, il faut aujourd'hui promouvoir les couples céramique-céramique, en raison de la durée de vie potentielle plus élevée, en particulier chez les patients jeunes. Cet avantage contrebalance considérablement le risque de fracture plus élevé par rapport aux couples céramique-polyéthylène.

*Chapitre.3 :Modélisation numérique d'un fémur ostéoporotique :  
Avant et après implantation d'une prothèse totale de hanche.*

---

Ces données montrent également que le taux de fracture pour les systèmes céramique-céramique comme pour les systèmes céramique-polyéthylène varie dans une très large étendue (0 à 13%). Il dépend en effet de facteurs tels que : l'hôpital, l'origine de la céramique, le design et les caractéristiques physiques de la céramique. Dans le cas des couples

céramique-céramique, les niveaux de fracture les plus élevés ont été plus fréquemment observés avec des têtes en céramique dites «à jupe» avec un col en céramique, plutôt qu'avec des têtes de type «boule». Le seuil de rupture a été considérablement abaissé grâce à l'amélioration de la qualité de l'alumine. Ainsi, les têtes implantées après 1987 présentent des

niveaux de rupture plus faibles. Sur une base de plus de 4 000 têtes en céramique, E.W. Fritsch et M. Gleitz ont observé un taux de fracture de 0,07% seulement après un suivi moyen de 6 ans pour le couple céramique-céramique, et de 11 ans pour le couple céramique-polyéthylène.

Un article récent de L. Sedel, R. Nizard, P. Bizot et A. Meunier confirme, pour le couple alumine/alumine, la forte réduction du niveau de rupture après optimisation de la céramique et du design. Avec une expérience de plus de 20 ans, ils ont rapporté un taux de fracture très faible de 0,07% (2 pour 3 000), en accord avec les résultats d'E.W. Fritsch et M. Gleitz.

L'alumine, même avec une microstructure fine et une grande pureté chimique, présente une résistance à la rupture modeste, bien inférieure à celle des métaux. Elle est donc sensible aux défauts et présente une faible résistance aux concentrations de contraintes. Pour cette raison, afin de conserver un niveau de fiabilité élevé, les têtes fémorales en alumine sont réalisées essentiellement avec un diamètre égal ou supérieur à 28 mm et avec un nombre limité de designs de cône. Malgré ces restrictions, de nombreuses fractures de têtes alumine ont été rapportées au cours de ces 20 dernières années. Ces ruptures constituent un problème majeur, qui a limité l'utilisation des têtes alumine. Afin de palier ce problème, la céramique de zircone a été introduite avec succès en orthopédie, d'abord en Europe à partir de 1985, puis aux USA à partir de 1989

### **3.6. Modèle d'élément finis du fémur avec et sans prothèse**

Après la reconstruction en 3D de la géométrie du fémur selon les démarches prescrites dans le paragraphe précédent, trois configurations ont été étudiées par éléments finis : analyse du comportement du fémur (i) intact (Fig. 3.5), (ii) fissuré et (iii) prothésé (Fig. 3.6). La prothèse étudiée est de type Charlney. Les propriétés mécaniques des os du fémur, de l'implant et du ciment sont présentées dans le tableau III.1.

<b>Matériau</b>	<b>Module élastique (MPa)</b>	<b>Coefficient de poisson</b>
<b>Os cortical</b>	20000	0.3
<b>Os spongieux</b>	132	0.3
<b>Implant (Acier inoxydable)</b>	210000	0.3
<b>Ciment (PMMA)</b>	2000	0.3

Tableau.3.2. Propriétés mécaniques de l'os du fémur.



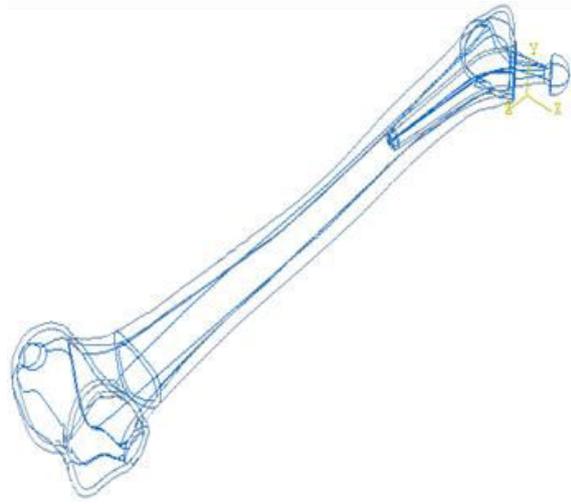
Fig. 3.10. Géométrie du fémur intact.

*Chapitre.3 :Modélisation numérique d'un fémur ostéoporotique :  
Avant et après implantation d'une prothèse totale de hanche.*

---



(a)



(b)



(c)



(d)

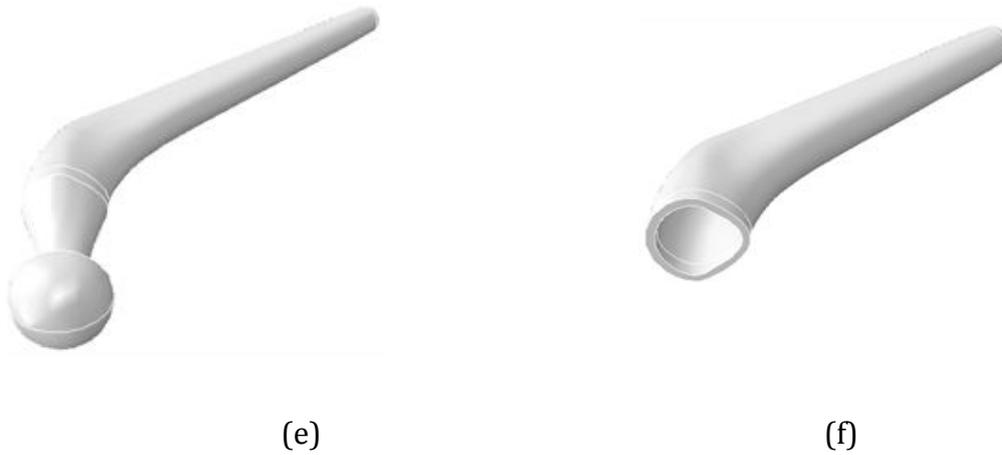


Fig. 3.11. Géométrie du fémur avec implant (a-b) vue d'ensemble, (c) os cortical, (d) os spongieux, (e) implant de type charlney et (f) ciment orthopédique.

Après la conception des géométries, ces dernières peuvent être facilement exportées sous l'extension « .sat ou .xt » afin qu'elles peuvent être importées par le logiciel ABAQUS d'éléments finis. Ce logiciel nous permet de calculer les déplacements, les contraintes et les déformations et de visualiser tous les résultats. Au niveau des interfaces os-ciment-implant, nous avons supposé un collage entre eux. Suite aux déformations plastiques négligeables, un comportement élastique linéaire a été considéré.

Dans ce cas les conditions aux limites et les forces appliquées sont illustrées par la figure III.7. En effet, les mêmes valeurs qui ont été utilisées par Ramos et Simoes (2006) ont été adoptées pour cette investigation numérique. Soit une force  $F_{HF} = 1976N$  ( $F_{HFx} = -928N$  et  $F_{HFy} = 1745N$ ) et  $F_{ABD} = 1240N$  ( $F_{ABDx} = 797N$  et  $F_{ABDy} = -950N$ ) ont été considérés, étant donnée que  $F_{HF}$  est la force de la hanche et le  $F_{ABD}$  désigne la force abductrice.

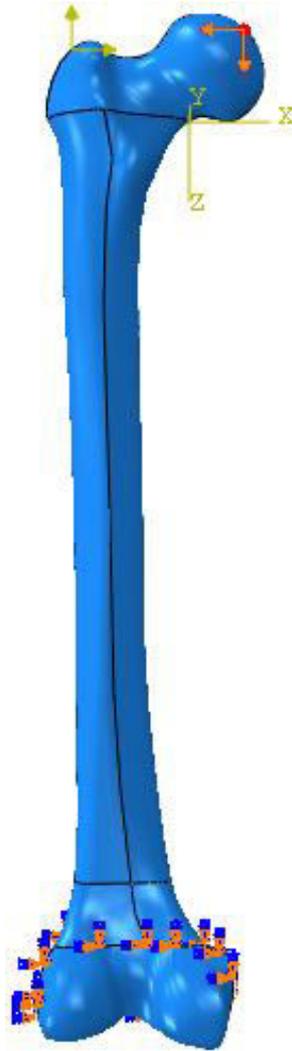


Fig. 3.12. Représentation des conditions aux limites et de chargements appliqués.

### **36.1.. Analyse de l'effet du chargement appliqué**

A partir de l'étude de l'influence du maillage présentée dans le paragraphe précédent, nous avons adopté un maillage très fin pour analyser l'effet du chargement appliqué sur le comportement de fémur. Trois différents chargements ont été testés en faisant multiplier le chargement initial par 1.5 puis par 2 comme suit :

Chargement (I) :  $F_{HF}$  (I) = 1976N ( $F_{HFx}$  = -928N et  $F_{HFy}$  = 1745N),

$F_{ABD}$  (I) = 1240N ( $F_{ABDx}$  = 797N et  $F_{ABDy}$  = -950N).

➤ Chargement (II) :  $F_{HF}$  (II) = 2964N ( $F_{HFx}$  = -1392N et  $F_{HFy}$  = 2617.5N),

$F_{ABD}$  (II) = 1860N ( $F_{ABDx}$  = 1195.5N et  $F_{ABDy}$  = -1425N).

**Chapitre.3 :Modélisation numérique d'un fémur ostéoporotique :  
Avant et après implantation d'une prothèse totale de hanche.**

---

- Chargement (II) :  $F_{HF}$  (III) = 3952N ( $F_{HFx} = -1856N$  et  $F_{HFy} = 3490N$ ),  $F_{ABD}$  (III) = 2480N ( $F_{ABDx} = 1594N$  et  $F_{ABDy} = -1900N$ ).

### **3.6.1.1.Distribution des déplacements**

Les résultats obtenus pour les déplacements équivalents le long de la diaphyse sont illustrés par la figure III.8. On peut remarque que les valeurs les plus élevées apparaissent à la tête du fémur et les valeurs les plus faibles ont lieu à l'extrémité inférieure du fémur. Le déplacement maximal pour le premier chargement (F) est  $U(I) = 7.525mm$ , pour le second chargement ( $1.5 \times F$ ) est  $U(II) = 11.826mm = 1.57 \times U(I)$  pour le troisième chargement ( $2 \times F$ ) est  $U(III) = 16.542mm = 2.2 \times U(I)$ . La différence remarquée pour les coefficients de multiplication par rapport aux forces peut être attribuée au chargement combiné, à la géométrie du fémur et aux propriétés mécaniques différentes des os spongieux et cortical.

Afin de faire une comparaison des déplacements le long de la diaphyse du fémur, nous avons tracé sur la figure III.9.l'évolution de ces derniers en fonction de la distance normalisée du path illustré par la figure III.8. On peut constater qu'il y a :

- une variation parabolique des déplacements le long de la diaphyse.
- plus le chargement augmente plus le déplacement sera important.

*Chapitre.3 :Modélisation numérique d'un fémur ostéoporotique :  
Avant et après implantation d'une prothèse totale de hanche.*

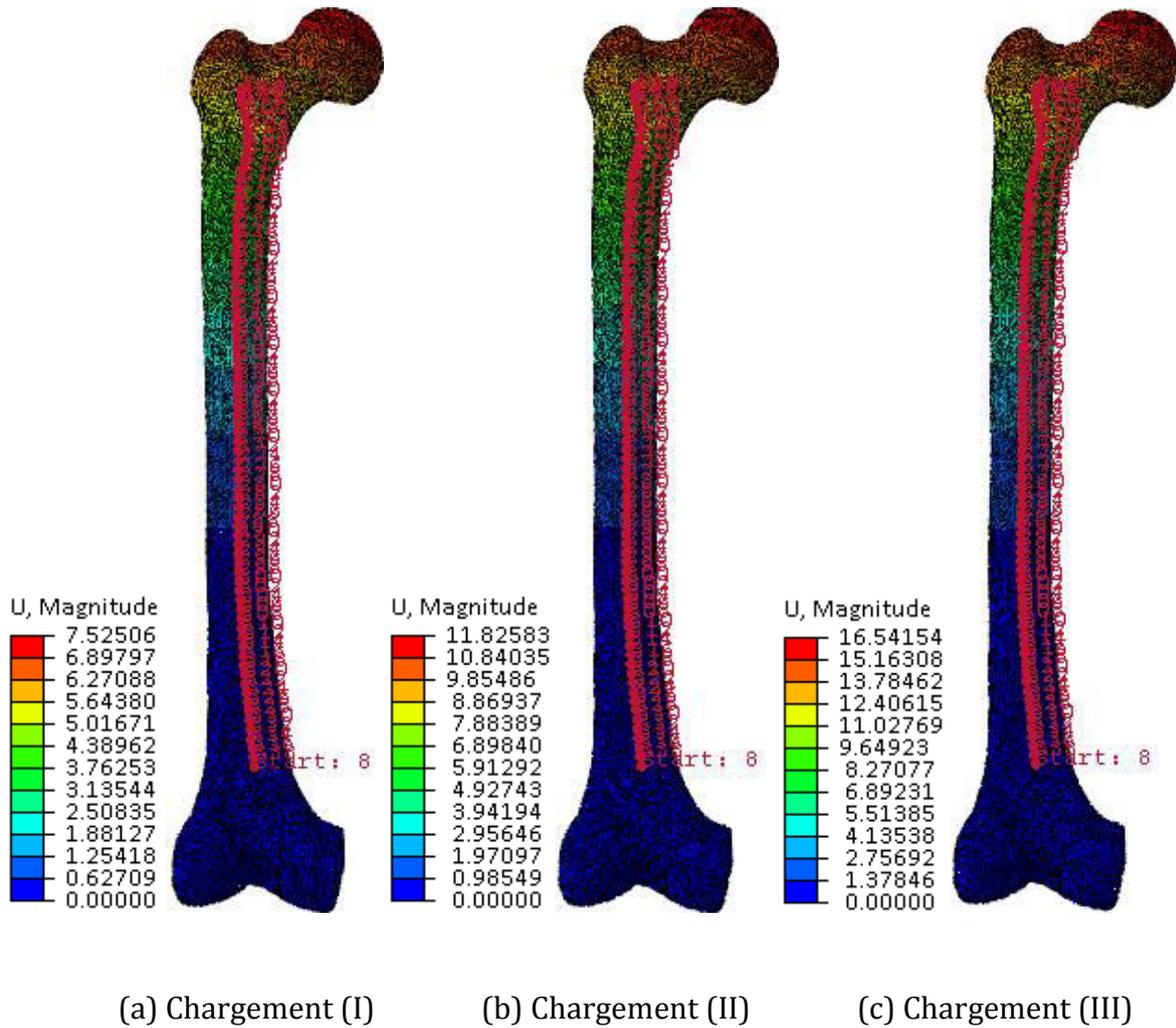


Fig. 3.13. Distribution du déplacement équivalent dans le fémur pour les trois types de chargements.

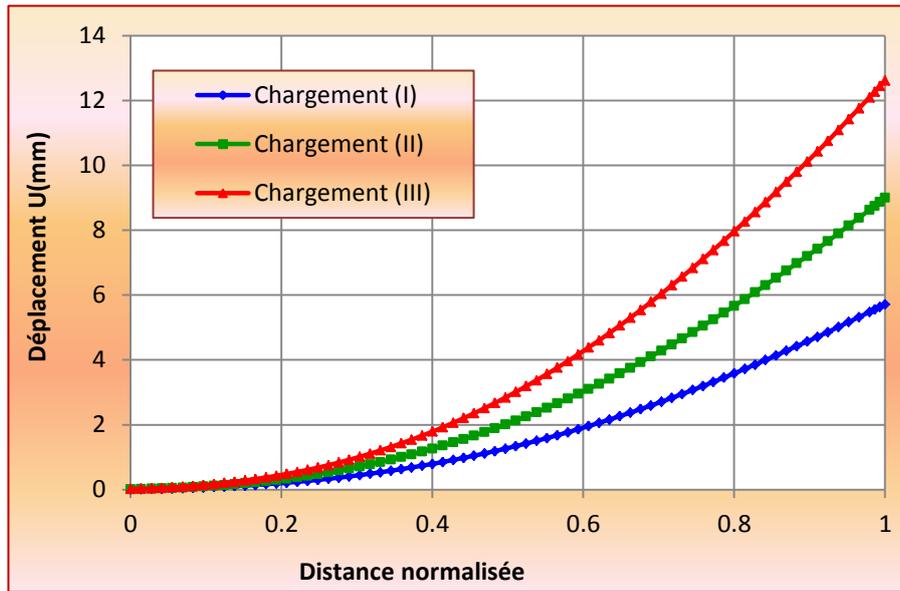


Fig. 3.14. Evolution du déplacement le long de la diaphyse du fémur intact.

La figure III.10. Illustre la distribution du déplacement équivalent dans la partie supérieure en vue de dessus du fémur pour les trois types de chargements. On peut remarquer que les valeurs les plus importantes du déplacement (couleur rouge) sont localisées dans la partie supérieure de la tête du fémur et que la zone de transition (rouge/orange) est limitée juste entre le col et la tête ce qui peut expliquer la majorité des fractures au niveau de cette zone.

L'évolution du déplacement équivalent en fonction de la distance normalisée du path illustré dans les parties supérieures de la tête et du col du fémur est présentée dans la figure 3.10. On peut observer qu'il y a un effet considérable sur l'ampleur du déplacement en gardant toujours les mêmes tendances de variation (courbes) pour les trois types de chargements. De plus, on peut remarquer que la différence entre les valeurs maximale et minimale est faible pour chaque chargement.

### **3.6.1..2. Distribution des contraintes de Von Mises**

La distribution des contraintes de Von Mises dans le fémur (en vue de dessus) est illustrée par la figure 3.11.pour les trois types de chargements. On peut remarquer que la grandeur du chargement a un effet considérable sur l'évolution de la contrainte de Von Mises. En effet, pour les chargements (I)  $\equiv F$ , (II)  $\equiv 1.5 \times F$  et (III)  $\equiv 2 \times F$ , les contraintes de Von Mises maximales obtenues sont respectivement  $\sigma(I)_{\max} =$

**Chapitre.3 :Modélisation numérique d'un fémur ostéoporotique :  
Avant et après implantation d'une prothèse totale de hanche.**

578.943MPa,  $\sigma(II)_{max} = 875.64MPa \approx 1.51 \times \sigma(I)_{max}$  et  $\sigma(III)_{max} = 1177.82MPa \approx 2.03 \times \sigma(I)_{max}$ . En conséquence, l'évolution de la contrainte de Von Mises est proportionnelle au chargement appliqué et elle augmente avec la même valeur d'amplification du chargement. En plus, la concentration de contrainte maximale reste toujours localisée au voisinage des points d'application des deux forces.

La figure III.13.montre l'évolution de la contrainte de Von Mises au niveau du path tracé sur les parties supérieures de la tête et du col de fémur. Cette présentation, nous permet de mettre en évidence une différence significative entre les résultats obtenus par les trois types de chargements au voisinage des points d'application des forces exercées par les muscles abducteurs et par la hanche, par contre, en s'éloignant de ces points d'application la différence devient très faible.

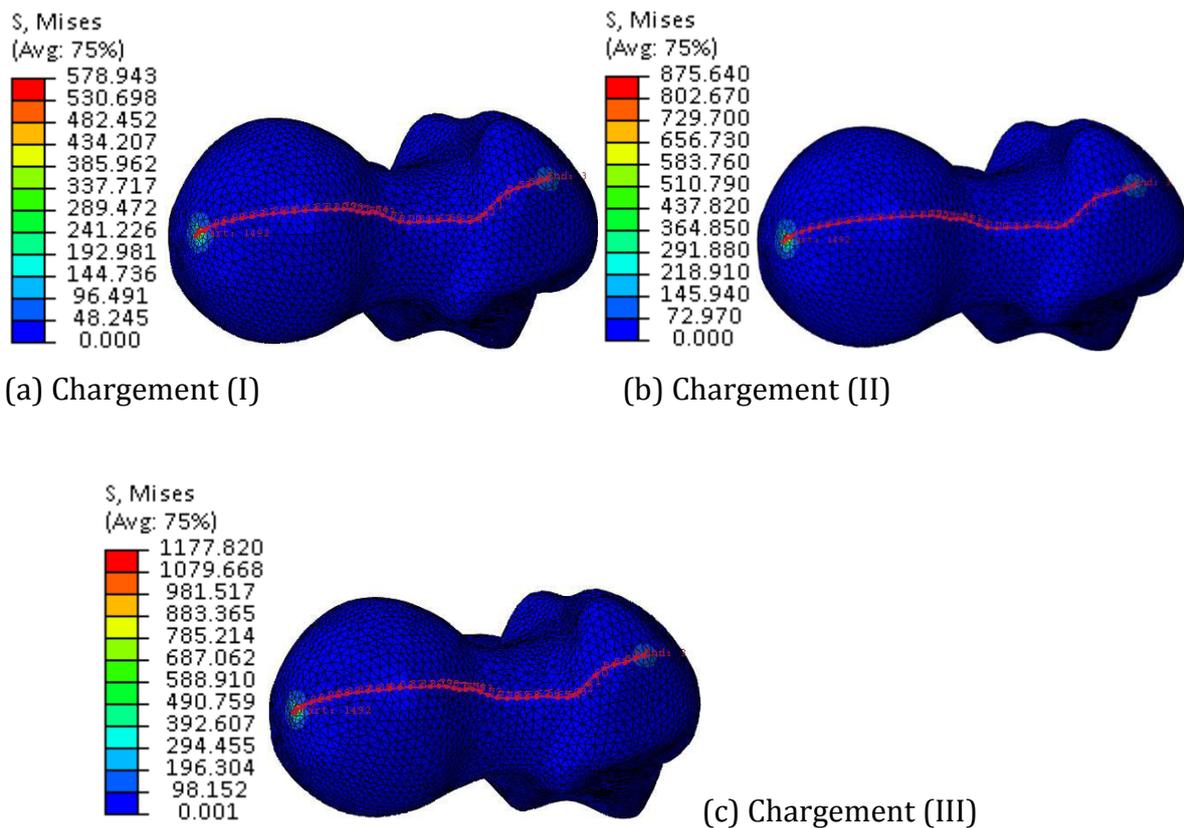


Fig.3.15. Illustration de la répartition des contraintes de Von Mises dans la partie supérieure du fémur (vue de dessus) pour les trois types de chargements.

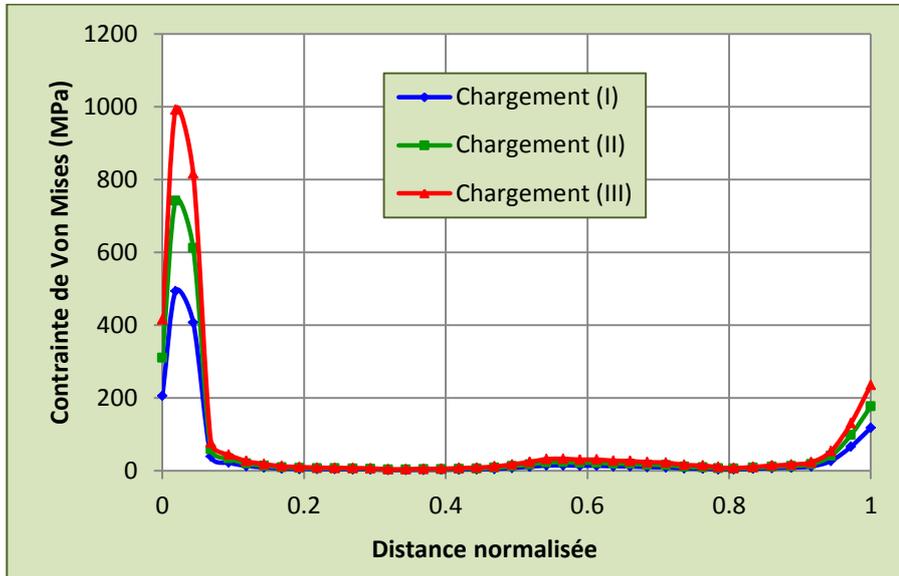


Fig. 3.16. Evolution des contraintes de Von Mises le long du path illustré dans les parties supérieures de la tête et du col du fémur.

### 3.7.Analyse du comportement d'un fémur prothésé

Afin d'étudier le comportement du fémur prothésé, les trois différents chargements qui ont été examinés pour un fémur intact, ont été également testés pour cette investigation.

Il est à rappeler que le chargement initial a été multiplier par 1.5 puis par 2 comme suit :

- Chargement (I) :  $F_{HF} (I) = 1976N$  ( $F_{HFx} = -928N$  et  $F_{HFy} = 1745N$ ),  
 $F_{ABD} (I) = 1240N$  ( $F_{ABDx} = 797N$  et  $F_{ABDy} = -950N$ ).
- Chargement (II) :  $F_{HF} (II) = 2964N$  ( $F_{HFx} = -1392N$  et  $F_{HFy} = 2617.5N$ ),  
 $F_{ABD} (II) = 1860N$  ( $F_{ABDx} = 1195.5N$  et  $F_{ABDy} = -1425N$ ).
- Chargement (III) :  $F_{HF} (III) = 3952N$  ( $F_{HFx} = -1856N$  et  $F_{HFy} = 3490N$ ),  
 $F_{ABD} (III) = 2480N$  ( $F_{ABDx} = 1594N$  et  $F_{ABDy} = -1900N$ ).

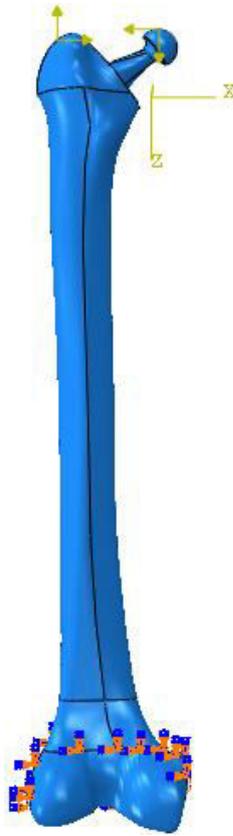


Fig. 3.17. Représentation des conditions aux limites et de chargements appliqués pour le fémur prothésé.

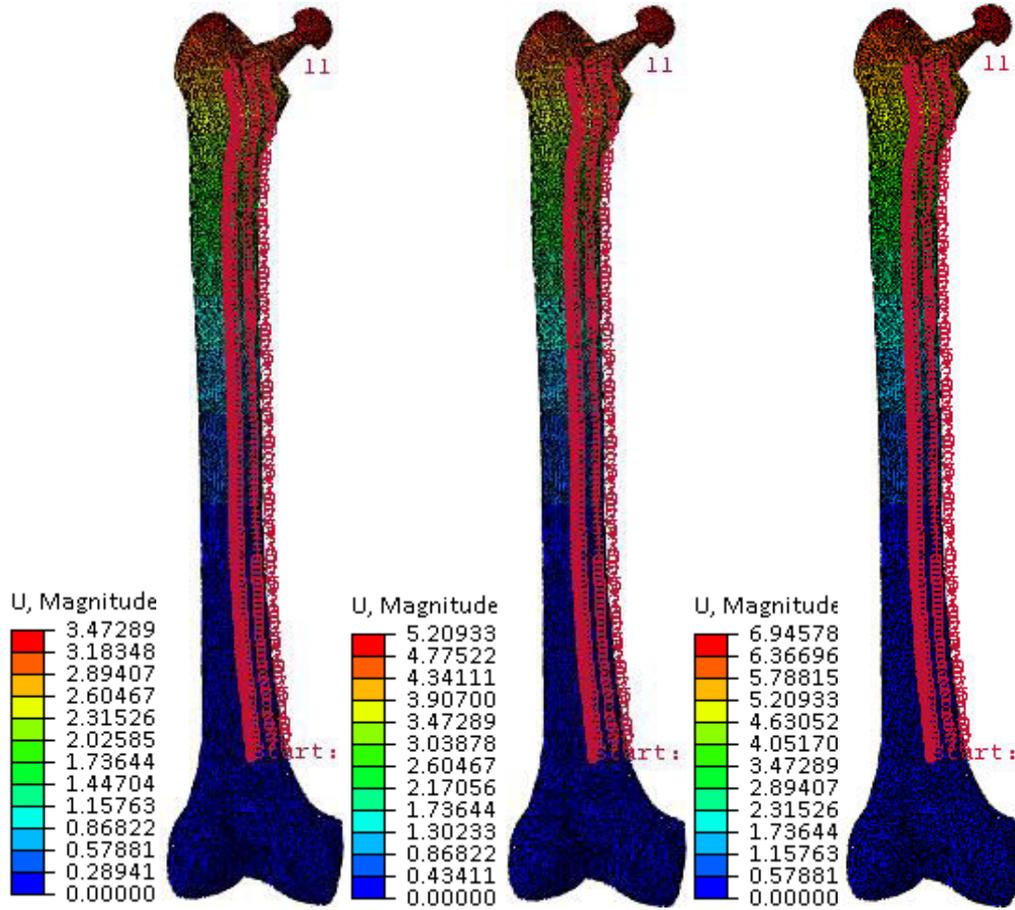
### **3.7.1. Distribution des déplacements dans le fémur prothésé**

Les distributions des déplacements équivalents le long de la diaphyse du fémur prothésé sont illustrées par la figure III.13. On peut observer que les valeurs maximales ont lieu au niveau de l'extrémité supérieure de la tête de l'implant. De plus, on a trouvé que le déplacement maximal pour le premier chargement (F) est  $U(I) = 3.473 \text{ mm}$ , pour le second chargement ( $1.5 \times F$ ) est  $U(II) = 5.209 \text{ mm} = 1.5 \times U(I)$  pour le troisième chargement ( $2 \times F$ ) est  $U(III) = 6.946 \text{ mm} = 2 \times U(I)$ . Par conséquent, les mêmes coefficients de multiplication par rapport aux forces ont été trouvés. En comparaison par rapport aux valeurs obtenues pour le fémur intact, celles-ci sont environ la moitié. Ceci peut être attribué au changement du point d'application de la force exercée par la hanche ainsi que l'introduction des propriétés mécanique de la prothèse.

Afin de faire une comparaison des déplacements le long de la diaphyse du fémur prothésé, nous avons tracé sur la figure 3.12.l'évolution de ces derniers en fonction de la

*Chapitre.3 :Modélisation numérique d'un fémur ostéoporotique :  
Avant et après implantation d'une prothèse totale de hanche.*

distance normalisée du path illustré par la figure IV.35. Les mêmes tendances de variations que celles du fémur intact ont été constatées.



(a) Chargement (I)

(b) Chargement (II)

(c) Chargement (III)

Fig. 3.18. Distribution du déplacement équivalent dans le fémur prothésé pour les trois types de chargements.

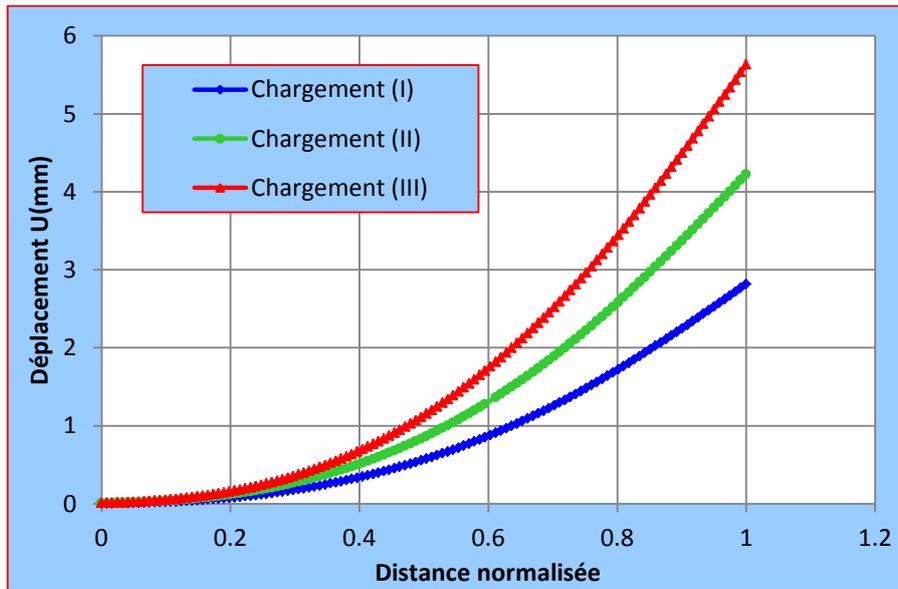
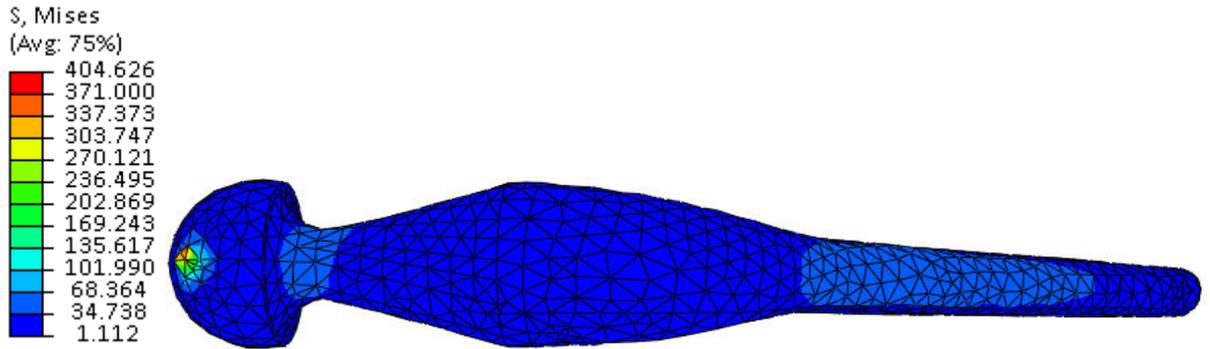


Fig. 3.19. Evolution du déplacement le long de la diaphyse du fémur prothésé.

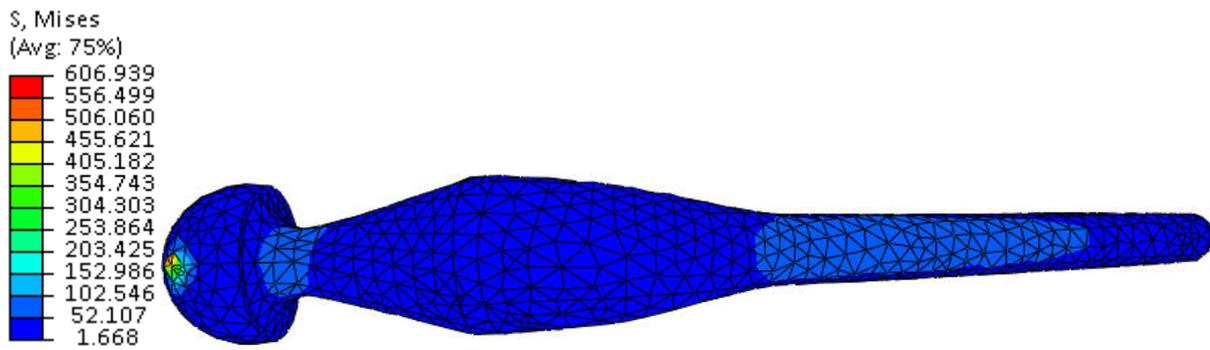
### 3.7.1.1. Distribution des contraintes de Von Mises dans l'implant

La figure III.15 illustre la répartition des contraintes de Von Mises dans l'implant pour les trois types de chargements. On peut constater qu'il y a une concentration de contrainte au voisinage du point d'application de la force exercée par la hanche. En effet, on a trouvé que, pour les chargements (I), (II) et (III), les contraintes de Von Mises maximales obtenues sont respectivement  $\sigma(I)_{\max} = 404.626\text{MPa}$ ,  $\sigma(II)_{\max} = 606.939\text{MPa} \approx 1.5 \times \sigma(I)_{\max}$  et  $\sigma(III)_{\max} = 809.251\text{MPa} \approx 2.0 \times \sigma(I)_{\max}$ . Par conséquent, l'évolution de la contrainte de Von Mises est proportionnelle au chargement appliqué et elle augmente avec la même valeur d'amplification du chargement. En plus, une légère concentration de contrainte a été constatée au niveau de la gorge de l'implant et sur la partie médiane de la tige.

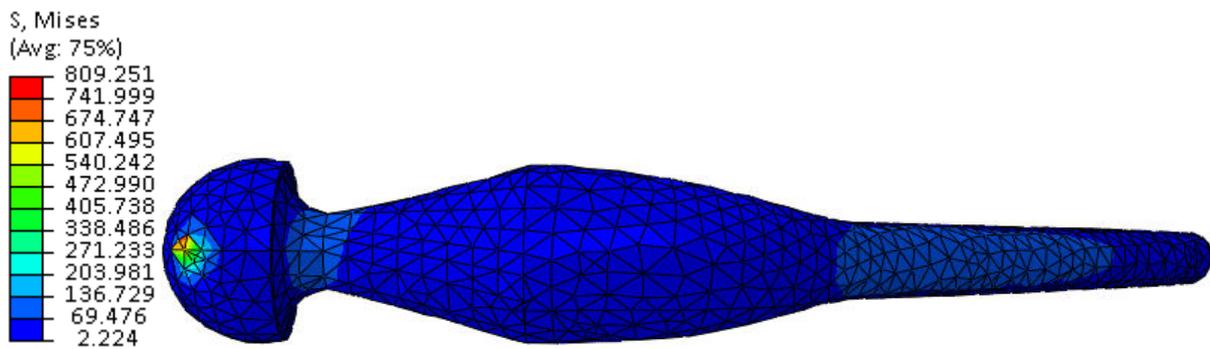
*Chapitre.3 :Modélisation numérique d'un fémur ostéoporotique :  
Avant et après implantation d'une prothèse totale de hanche.*



(a) Chargement (I)



(b) Chargement (II)



(c) Chargement (III)

Fig.3.20. Distribution du déplacement équivalent dans l'implant pour les trois types de chargements.

### **3.8.Discussion et conclusion**

Ce travail vise à évaluer la distribution des contraintes dans un fémur dont la structure est dégradée par la raréfaction des réseaux trabéculaires, la diminution de l'épaisseur corticale, et après l'implantation d'une prothèse totale de hanche cimentée.

La transmission des efforts dans le fémur avant l'implantation d'une prothèse est assurée par le réseau trabéculaire dans un premier temps, puis par l'enveloppe corticale. Dans le cas de l'ostéoporose, cette transmission est perturbée par le remaniement osseux dû à la raréfaction du réseau trabéculaire. Le présent travail montre que cette raréfaction provoque une sur contrainte de la zone inféro-antérieure du cortical du col fémoral. on observé une diminution des épaisseurs corticales de cette zone, chez les personnes atteintes d'ostéoporose, avec une augmentation de la porosité du cortical (élargissement des canaux d'Havers). Ce phénomène peut être expliqué par la perturbation mécanique du remodelage osseux dans cette zone.

Le deuxième modèle avec implant montre des zones sensibles au descellement de la prothèse. En effet, la partie haute de la prothèse est une région fragilisée par des zones de sur contraintes du coté latérale de la diaphyse proximale, et coté médiale de la partie distale à la hauteur de la pointe. Les zones de sous contraintes se situent sous le col de la prothèse et sur le coté latéral de la diaphyse distale

A partir des résultats présentés, on peut tirer les conclusions suivantes :

- Pour un chargement exercé par la hanche et les forces des muscles abducteurs, le déplacement est maximal au niveau de la tête. En plus, nous avons constaté que les :
- déplacements, les contraintes et les déformations sont proportionnelle au chargement appliqué. Plus la charge augmente plus le déplacement devient important.
- Les déplacements obtenus dans le fémur intact sont presque le double de ceux obtenus par le fémur prothésé.

# **Conclusion générale et perspectives**

Le nombre d'implantations prothétiques ne cesse d'augmenter compte tenu de l'allongement de l'espérance de vie des patients. Dans la pathologie de la fracture du fémur, la mise en place d'une prothèse de hanche pour remplacer l'articulation, perturbe le régime des sollicitations physiologiques et mécaniques. Ainsi l'os est soumis à un nouvel environnement mécanique qui se traduit localement par des variations de champs de contraintes. Ainsi, dans ce cas de figure, la modélisation par éléments finis (MEF) paraît être un outil incontournable pour la résolution de ce type de problème. En effet, il a été montré depuis plusieurs années la capacité de la MEF à reproduire le comportement de structures anatomiques complexes, saines ou avec prothèses. D'un autre côté, Les progrès réalisés dans le domaine de l'imagerie médicale et de la personnalisation des modèles par éléments finis et à leur tour permettent d'envisager l'utilisation de cet outil comme moyen de prédiction du risque fracturaire in-vivo ou in-vitro. Dans ce contexte, l'objectif de ce travail a été consacré au développement d'un modèle par éléments finis du fémur qui permettrait d'affiner le diagnostic quant au risque de fracture et de modéliser le comportement mécanique du fémur avec et sans implant sous diverses sollicitations.

A l'issue des résultats présentés dans cette étude, les conclusions suivantes ont été tirées:

- Pour l'étude de l'effet du chargement sur le comportement du fémur nous avons remarqué que le déplacement est maximal au niveau de la tête du fémur mais à cause de la réduction de la section du col de fémur, le risque de fracture se produit souvent au niveau de cette zone. En plus, nous avons constaté que les déplacements, les contraintes et les déformations sont proportionnelle au chargement appliqué.
- Concernant les résultats obtenus en faisant l'étude du fémur prothésé, nous avons trouvé que pour le même chargement, les déplacements obtenus dans le fémur intact sont légèrement supérieurs au double de ceux obtenus par le fémur prothésé. Ceci peut être attribué au changement du point d'application de la force exercée par la hanche d'un côté, et à l'introduction des propriétés mécaniques de la prothèse composé de l'implant et du ciment d'un autre côté.

- Enfin, nous constaté une concentration de contrainte au niveau de l'extrémité supérieure du ciment. Sur la bas de ce résultat, on peut conclure que cette zone représente un site potentiel d'endommagement du ciment et susceptible d'être également la raison principale de l'initiation des microfissures et du décèlement de la prothèse.
- Le chiffre de 20 ans est souvent avancé. Les risques de descellement à 10 ans sont de 5% pour les PTH posées il y a 10 ans, pour 9% dans les 10 années antérieures. Espérons que, grâce aux progrès, celles posées maintenant auront un risque avec un taux inférieur à 5% dans 10 ans.
- Les progrès semblent liés à l'amélioration des techniques, des matériaux utilisés, au bon choix du type de prothèse en fonction du patient. toute activité augmente l'usure de la prothèse et donc diminue sa durée de vie. Une étude podométrique a corrélée l'usure du polyéthylène au nombre de pas quotidiens = 30 mm<sup>3</sup> sont usés par million de cycles de pas de marche pour un sujet de 70 kg.
- La durée de vie n'a pas été corrélée avec le poids du sujet prothésé : la logique veut que plus le poids est élevé plus l'usure est rapide.

### **Comme perspectives de ce travail, nous envisagerons de faire :**

1. Une modélisation complète du comportement du fémur-prothèse-hanche en tenant compte des ligaments et des muscles actifs.
2. Optimisation de la pose, de la géométrie et des propriétés des matériaux des prothèses totales de hanche.
3. Donc la gêne, les douleurs, la limitation des mouvements articulaires s'aggravent, il faut envisager la chirurgie. Mais quand est-il du sport pratiqué par le futur prothésé et surtout pour le judoka ? Nous verrons dans un article suivant les rapports entre sport et PTH.

# Références bibliographiques

1. Abdullah H., Mohd Asri N., Alias S., and Giha T., (2010), Finite Element Analysis of Cemented Hip Arthroplasty: Influence of Stem Tapers, Proceedings of the International Multi Conference of Engineers and Computer Scientists Vol III, Hong Kong.
2. A. Seireg, R. Arvikar : The prediction of muscular load sharing and joint forces in the lower extremities during walking. *Journal of Biomechanics*, 8:89–102, 1975.
3. Baker R., (2003), ISB recommendation on definition of joint coordinate Systems for the reporting of human joint motion-part 1: ankle, hip and spine ». *Journal of Biomechanics*, Vol. 36, n° 2, 300-302.
4. Baudoin A., (2007), Analyse en pré et post opératoire de l'articulation de la hanche à l'aide de reconstructions 3D issues de radiographies bi-planaires basse dose, Thèse de l'École Nationale Supérieure d'Arts et Métiers, Paris.
5. Bergmann G., Deuretzbacher G., Heller M., Graichen F., Rohlmann A., Strauss J., Duda G.N., (2001), Hip contact forces and gait patterns from routine activities. *J. Biomechanics*, 34, 859-871.
6. Berman A.T., Zamarin R., (1993), The use of dall miles cables in total hip arthroplasty, *Orthopedics*, 16:833-5.
7. Bimbaum K., Sindelar R., Gartner J. R., et Wirtz D. C., (2002), « Material properties of trabecular bone structures ». *Surgical and Radiologie Anatomy*, vol. 23, n° 6, 399-407.
8. Boucher F., (2010), Modélisation du comportement mécanique in vivo de fémurs prothésés : analyse rétrospective et prospective, Thèse présentée pour l'obtention du grade de Docteur de l'Université de Technologie de Compiègne.
9. Boffetta P. Carcinogenicity of trace elements with reference to evaluations made by the International Agency for Research on Cancer. *Scand J Work Environ Health* 1993 ; 19 (Suppl 1) : 67-70.
10. B. Stansfield, A. Nicol, J. Paul, I. Kelly, F. Graichen, G. Bergmann : Direct comparison an evaluation of a three-dimensional mathematical model of the lower limb. *Journal of Biomechanics*, 36(7):929–936, 2003. of calculated hip joint contact forces with those measured using instrumented implants.
11. Courpied J.P., Watin-Augouard L., Postel M., (1987), Femoral fractures in subjects with total prostheses of the hip or knee. *Int Orthop*, 11:109-15.
12. Couteau B., Hobatho M.C., Darmana R., Brignola J.C., et Ariaud J.-Y., (1998), « Finite element modelling of the vibrational behaviour of the human femur using CT-

based individualized geometrical and material properties ». *Journal of Biomechanics*, 31, n° 4, 383-386.

13. C. Wulfman, M. Sadoun, M. L. de la Chapelle : Interest of Raman spectroscopy for the study of dental material: The zirconia material example. *Ingénierie et Recherche Biomédicale*, 31:257–262, 2010.

14. Dembele S., (2008), Etude des fractures du col du fémur dans le service de chirurgie orthopédique et traumatologique du CHU Gabriel Toure : à propos de 20 cas, Thèse de médecine de l'université de Bamako.

15. El Feninat F, Fiset M, Laroche G, Mantovani D. Shape Memory Materials: Biomedical Applications. *Adv Mater Eng* 2002 ; 4 : 1-14.

16. D. Williams : The delicate balancing act of metallic biomaterials. *Medical Device Technology*, mars-avril:8–10, 2009a.

17. D. Williams : On the mechanisms of biocompatibility. *Biomaterials*, 29:2941–2953, 2009b.

18. Garden R.S., (1961), Low angle fixation in fractures of the femoral neck. *J. Bone Joint Surg* 43: 647–663.

19. Grosgeat B, Brugirard J. Les essais de corrosion des biomatériaux : leurs usages, leurs limites, leurs fondements. *Matériaux et techniques* 2001 ; 5-6 : 15-28

20. Gotman I. Characteristics of metals used in implants. *J. Endourol* 1997 ; 11 (6) : 383-9.

21. Morlock, M., Bishop N., Rûther W., Delling G. et Hahn M., (2006), Biomechanical, morphological, and histological analysis of early failures in hip resurfacing arthroplasty, *Proceedings of the 1 MECH E Part H Journal of Engineering in Medicine*, vol. 220, p. 333-344.

22. Mantovani D. Shape memory alloys: Properties and biomedical applications. *JOM* 2000 ; 52 : 36-44.

23. Nazarian, A., Muller J., Zurakowski D., Muller R., et Snyder B. D., (2007), Densitometric, morphometric and mechanical distributions in the human proximal femur, *Journal of Biomechanics*, vol. 40, n° 11, p. 2573-2579.

24. Oldani C.R., and Dominguez A., (2007) Simulation of the mechanical behavior of a HIP implant. Implant fixed to bone by cementation under arbitrary load, *Journal of Physics: Conference Series* 90 012007 doi:10.1088/1742-6596/90/1/012007.

25. Peng L., Bai J., Zeng X. et Zhou Y.,(2006), « Comparison of isotropic and orthotropic material property assignments on femoral finite element models under two loading conditions ». *Medical Engineering & Physics*, vol. 28, n° 3, p. 227-233.
26. M. Szutkowska, M. Boniecki : Subcritical crack growth in zirconia-toughened alumina (ZTA)ceramics. *Journal of Materials Processing Technology*, 175, 2006.
27. Plamondon D., (2005), *Mesure des contraintes résiduelles à l'interface implant-ciment des prothèses de hanche cimentées*, Mémoire présenté à l'Ecole de Technologie Supérieure pour l'obtention de la maîtrise en génie, Université du Québec.,montréal.
28. R. Schmidt, L. Künzi : *Comportement des matériaux dans les milieux biologiques : applications en médecine et biotechnologie*. PPUR presses polytechniques, 1999.
29. Taylor M., Tanner I.C.E., Freeman M.A.R. Yettramx A.L., (1995), Cancellous bone stresses surrounding the femoral component of a hip prosthesis: an elastic-plastic finite element analysis, *Med. Eng. Phys.* Vol. 17, No. 7, 54-550.
30. Thon S., (2009), *Imagerie Numérique représentation et codage des images*, Licence Pro SIL IN (2008-2009), IUT de l'Université de Provence, site d'Arles Département Informatique.
31. T. Stewart, J. Nevelos, J. Tipper, G. Insley, R. Streicher, E. Ingham, J. Fisher : *Microseparation simulator wear study of different ceramic total hip replacement*, 2000. URL[http://www.stryker.co.uk/st\\_pdf\\_4-microseparation-simulator-wear.pdf](http://www.stryker.co.uk/st_pdf_4-microseparation-simulator-wear.pdf).
- 32.T. Stewart, J. Tipper, G. Insley, R. Streicher, E. Ingham, J. Fisher : *Long-term wear of ceramicmatrix composite materials for hip prostheses under severe swing phase microseparation*.*Journal of biomedical materials research. Part B, Applied biomaterials*, 66:567–573, 2003a.
- 33.T. Stewart, J. Tipper, G. Insley, R. Streicher, E. Ingham, J. Fisher : *Severe wear and fractureof zirconia heads against alumina inserts in hip simulator studies with microseparation*. *TheJournal of Arthroplasty*, 18:726–734, 2003b.Stryker, 2011 : URL <http://www.aboutstryker.com/hip/why-stryker/longevity.php>.

34. Viceconti M., Bellingeri L., Cristofolini L., Toni A., (1998), A comparative study on different methods of automatic mesh generation of human femurs, *Medical Engineering & Physics* 20, 1-10.

35. Wang G.J., Miller T.O., Stamp W.G., (1985), Femoral fracture following hip arthroplasty. Brief note on treatment. *J Bone Joint Surg Am*, 67:956-8.

36. Wieckowski W., (2006), Stress state analysis in the femur after the implementation of the anatomical Centega type ASTM, *Bio-algorithms and Med-systems*, Vol. 2, No. 3, 2006, 49-61.

37. W. Walter, P. Lusty, A. Watson, G. O'Toole, M. Tuke, B. Zicat, W. Walter : Stripe wear and squeaking in ceramic total hip bearings. *Seminars in Arthroplasty*, 17:190-195, 2006.

38. W. Walter, G. O'toole, W. Walter, A. Ellis, B. Zicat : Squeaking in ceramic-on-ceramic hips: the importance of acetabular component orientation. *The Journal of Arthroplasty*, 22:496-503, 2007.

39. Zannoni C., Mantovani R., et M. Viceconti. (1999), « Material properties assignment to finite element models of bone structures: a new method ». *Medical Engineering & Physics*, vol. 20, n° 10, 735-740.

### Source internet

[Anat 1] <http://www.lecorpshumain.fr/anatomie/les-os/les-os-une-structure-en-constante-evolution.html#axzz2R1nBnmX0>

[Anat 2] <http://www.anatomie-humaine.com/Femur.html>

[Futura 1] [www.futura-sante.com](http://www.futura-sante.com)

[Manuel 1], Plaque de hanche pédiatrique LCP. Synthes ® Instruments et implants originaux de l'Association pour l'étude de l'Ostéosynthèse - AO ASIF [ch1web01.synthes.com/.../plaque\\_de\\_hanche\\_pediatrique\\_lcp-flyer](http://ch1web01.synthes.com/.../plaque_de_hanche_pediatrique_lcp-flyer).

[Medicaexpo 1] <http://www.medicaexpo.fr/prod/micromed-medizintechnik/plaques-osseuses-de-compression-metacarpe-74784-464316.html>

[Tissu 1] <http://dossier.univ-st-etienne.fr/lbto/www/tissu-osseux>

[Wikipedia 1] [http://fr.wikipedia.org/wiki/Squelette\\_humain](http://fr.wikipedia.org/wiki/Squelette_humain)